

**SISTEMA DE DETECCIÓN DE CAÍDA EN PERSONAS DE LA TERCERA EDAD
PARA USO EN CENTROS GERIÁTRICOS**

RAMIRO BLANCO

ALEJANDRA HOYOS

Directora:

Ing. Martha Cano Morales MSc.

Pontificia Universidad Javeriana
Ingeniería Electrónica
Bogotá
2010

Agradecimientos

Quisiéramos agradecer al Ing. Camilo Otálora por su desinteresada colaboración y aporte en este proyecto.

Al Ing. Leonardo Quintana por facilitarnos los equipos e instalaciones del Laboratorio de Ergonomía de la Pontificia Universidad Javeriana y todos los voluntarios por su participación en las pruebas finales y preliminares del sistema.

Gracias al Ing. Kamilo Melo por sus consejos y apoyo.

A nuestra querida directora Martha Cano por su tiempo, dedicación y por haber corregido de una manera completa y minuciosa nuestro trabajo.

1. INTRODUCCIÓN.....	8
2. MARCO TEÓRICO	11
2.1 TIPO DE USUARIO	11
2.2 TIPOS DE SENSORES.....	11
2.2.1 ACELERÓMETRO.....	12
2.3 DEFINICIÓN DE PLANOS IMAGINARIOS	13
2.4 LAS CUATRO ETAPAS DE LA CAÍDA.....	14
2.5 MODO <i>SLEEP</i> EN UN MICROCONTROLADOR	17
3. ESPECIFICACIONES	18
3.1. DESCRIPCIÓN GENERAL Y DIAGRAMA EN BLOQUES.....	19
3.2. SOFTWARE Y HARDWARE.....	19
3.2.1 VARIABLES DE ENTRADA	20
3.2.2 VARIABLES DE SALIDA.....	21
4. DESARROLLOS	22
4.1 DISPOSITIVO PORTABLE.....	22
4.1.1 UBICACIÓN Y ORIENTACIÓN DEL DISPOSITIVO PORTABLE.....	23
4.1.2 ALIMENTACIÓN DEL DISPOSITIVO PORTABLE	24
4.1.3 CONSUMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE	24
4.1.4 ALGORÍTMO	26
4.1.4.1 ANÁLISIS DE UMBRALES DE ACELERACIÓN Y CONSTANTES DE TIEMPO ...	27

4.1.4.2 DIAGRAMA DE FLUJO.....	34
4.1.5 ESQUEMÁTICO DEL DISPOSITIVO PORTABLE	40
4.2 ENLACE DE COMUNICACIÓN	40
4.2.1 COMPARACIÓN ENTRE SISTEMAS DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA	41
4.2.2 CONFIGURACIÓN DE LOS MÓDULOS XBEE/XBEE-PRO	43
4.2.3 TIPOS DE MENSAJES DE TRANSMISION.....	46
4.3 SISTEMA CENTRAL DE AVISO	46
4.3.1 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA CENTRAL DE AVISO.....	47
4.3.2 ETAPA DE SALIDA DEL SISTEMA CENTRAL DE AVISO	49
4.3.3 DIAGRAMA DE FLUJO DEL SISTEMA CENTRAL DE AVISO	50
5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	53
5.1 PRUEBAS PARA EL ENLACE DE COMUNICACIÓN Y EL SISTEMA CENTRAL DE AVISO	53
5.2 PRUEBAS DE CONSUMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE.....	53
5.3 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	54
6. CONCLUSIONES	59
7. BIBLIOGRAFÍA Y FUENTES DE INFORMACIÓN	59

Lista de Figuras

<i>Figura 1. Planos y Ejes Cardinales [10]</i>	13
<i>Figura 2. c. Respuesta de aceleración al sentarse en una silla</i>	15
<i>Figura 3. Respuesta de aceleración durante el proceso de caída</i>	15
<i>Figura 4. Respuesta de aceleración durante el proceso de caída [11]</i>	17
<i>Figura 5. Diagrama en Bloques del Sistema</i>	19
<i>Figura 6. Orientación y ubicación del dispositivo portable.</i>	23
<i>Figura 7. Etapas y umbrales de una caída registrada con el acelerómetro ADXL325</i>	26
<i>Figura 8. Recoger un objeto, registrado con el sistema VATS.</i>	28
<i>Figura 9. Caminar, registrado con acelerómetro ADXL325</i>	29
<i>Figura 10. Recoger un objeto, registrado con acelerómetro ADXL325</i>	30
<i>Figura 11. Sentarse y Levantarse, registrado con acelerómetro ADXL325.</i>	30
<i>Figura 12. Acosarse y Levantarse, registrad con acelerómetro ADXL325.</i>	31
<i>Figura 13. Umbrales de aceleración y constantes de tiempo en caída registrada con acelerómetro ADXL325.</i>	34
<i>Figura 14. Diagrama de flujo de Main e interrupción</i>	35
<i>Figura 15. Diagrama de flujo de Algoritmo de detección de caída.</i>	37
<i>Figura 16. Diagrama de flujo de Alarma</i>	38
<i>Figura 17. Esquemático del dispositivo portable</i>	40
<i>Figura 18. Diagrama de Flujo de Información entre módulos XBee/XBee-PRO [17]</i>	44
<i>Figura 19. Configuración de reguladores LM317</i>	48
<i>Figura 20. Configuración switch de transistores</i>	49

Lista de Tablas

Tabla 1. Consumo del dispositivo portable.	24
Tabla 2. Vida útil de la batería	25
<i>Tabla 3. Actividades Diarias</i>	<i>28</i>
<i>Tabla 4. Valores definitivos de umbrales de aceleración y variables de tiempo</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 5. Valores máximos y mínimos obtenidos de las bases de datos.</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 6. Precios de XBee por unidad y centena.....</i>	<i>41</i>
<i>Tabla 7. Precios de XBee-PRO por unidad y centena.</i>	<i>41</i>
<i>Tabla 8. Precios para rfPIC12F675 - rfRXD0920 por unidad y centena.....</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 9. Precios para WT11 por unidad y centena.....</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 10. Comparación de especificaciones entre XBee y rfPIC12F675 - rfRXD0920.....</i>	<i>43</i>
<i>Tabla 11 Configuración de Adressing en módulos XBee utilizados.</i>	<i>45</i>
<i>Tabla 12 Configuración de modo Sleep en módulos XBee/XBee-PRO [17].....</i>	<i>45</i>
<i>Tabla 13. Consumo medido según diferentes modos de operación.</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 14. Resultados del primer modulo de pruebas.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 15. Caídas efectuadas en el tercer módulo de pruebas.</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 16. Resultados del tercer módulo de pruebas.</i>	<i>56</i>

Lista de ANEXOS

ANEXO 1. SISTEMA DE TRANSMISION INALÁMBRICA (rfPIC12F675-rfRXD0920).....	63
ANEXO 2. TABLAS INFORMATIVAS DE CONSUMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE..	65
ANEXO 3. TABLAS DE UMBRALES DE ACELERACIÓN Y CONSTANTES DE TIEMPO	67

1. INTRODUCCIÓN

La población objetivo de este trabajo es el de la tercera edad, esta es considerada como grupo de riesgo a sufrir malnutrición calórico-proteica; en algunos países de América Latina casi la mitad de los ancianos que viven en residencias geriátricas sufre malnutrición, con consecuencias tales como enfermedades cardiovasculares, anemia, úlceras por presión, deterioro cognoscitivo, fracturas y caídas, entre otras [1]. De estas consecuencias nace la problemática de este trabajo de grado.

En Colombia, cada año aproximadamente el 30% de las personas de la tercera edad tiene una caída, cerca del 10-15% son caídas con lesiones, de las cuales 0.2-1% son fracturas de cadera, 5% fracturas en otros sitios y 5% lesiones de tejidos blandos [2]. Respecto a la severidad de las caídas, la mortalidad en pacientes con fractura de cadera es de un 15-25%, donde la mayoría de pacientes mueren durante el primer año de la lesión, normalmente debido a comorbilidades¹ [3]. Las secuelas, aún en caídas benignas pueden ser muy graves. Una caída simple con frecuencia ocasiona miedo a caerse, lo cual genera pérdida de confianza para llevar a cabo sus actividades cotidianas, aislamiento social y un incremento en la dependencia [4]. El 16% de personas con tendencia a caerse limitan su actividad por miedo a caerse y 30% reducen su participación en actividades sociales [3]. Una oportuna respuesta por parte de los servicios médicos, luego de una caída, puede brindarle al paciente una recuperación más rápida, una mejora en la confianza o incluso salvarle la vida.

Según la *American Heart Association* [5]:

- La muerte cerebral comienza de 4-6 minutos después de privar al cerebro de oxígeno.
- La probabilidad de supervivencia, tras un paro cardíaco, disminuye de un 7-10% cada minuto si no se ejecuta Resucitación Cardiopulmonar (RCP).
- RCP ejecutado inmediatamente después de un paro cardíaco duplica la probabilidad de supervivencia de un paciente.

¹ Trastornos o enfermedades adicionales causadas o asociadas por un trastorno primario o inicial.

Por esta razón un detector de caídas también puede salvar la vida de muchos pacientes si estos sufren una caída debido a un Accidente Cerebro Vascular (ACV) o derrame, embolia, paro cardíaco, estatus epiléptico o hemorragia intracraneal, por ejemplo.

“Muchos centros geriátricos no pueden ofrecer vigilancia personal a cada uno de sus pacientes, y en caso de poder hacerlo, existe la posibilidad de que el accidente ocurra en horas de la noche, donde el personal no puede advertir que ha ocurrido un accidente” comenta Luz Stella Alarcón Q. Directora de la Casa Hogar Emmanuel, entrevistada para entender mejor la problemática que abarca esta propuesta.

Con base en la información recopilada del DANE, el Ministerio de Protección Social y la entrevista realizada a la directora de la Casa Hogar Emmanuel, se estableció la necesidad de diseñar un sistema electrónico para ser utilizado en centros geriátricos, que alerte al personal sobre cualquier caída sufrida por un paciente que se encuentre en el centro.

Entre las soluciones que ofrecen otros proyectos, se encuentran diferencias con respecto a la ubicación del dispositivo portable, a los sistemas de transmisión, a la alimentación del dispositivo portable, a los sensores utilizados, al algoritmo de detección de caída y al tipo de usuario que utilizará el producto final. El sistema expuesto en este proyecto propone nuevas soluciones para el dispositivo portable al igual que un enlace de comunicación inalámbrica entre éste y un sistema central de aviso que informe al personal del centro geriátrico la habitación del paciente que se ha caído. Por medio de este sistema, esperamos generarle al adulto mayor confianza al desarrollar sus actividades diarias y disminuir el tiempo de atención médica ante la caída. Esta solución se convierte en una primera etapa para llegar a una nueva versión del sistema que se pueda usar en ambientes exteriores, urbanos y rurales, incrementando aún más la calidad de vida y la autonomía de la población mayor.

El proyecto tiene como objetivo general diseñar y construir un dispositivo electrónico portable, que permite detectar la caída de su portador y transmitir una alarma a un sistema central de aviso.

Los objetivos específicos dentro del objetivo general son:

- Diseñar e implementar un dispositivo portable, que detecte la caída repentina de su portador.
- Diseñar e implementar un sistema central de avisos, que indique qué portador ha sufrido una caída, a través de un número que se muestra en un *display*.
- Diseñar e implementar un enlace de comunicación adecuado entre el dispositivo portable y el sistema central de avisos.

En el siguiente capítulo, Marco Teórico, se definen los conceptos básicos para comprender el diseño del sistema de detección de caídas. En el capítulo 3, Especificaciones, se presentan las diferentes etapas que constituyen el sistema. El siguiente capítulo es el de Desarrollo, en el cual se explica detalladamente el diseño de software y hardware de cada una de las etapas. En el capítulo de Análisis de Resultados, capítulo 5, se registra, gráfica y analizan los resultados de las pruebas realizadas a cada una de las etapas individualmente y al producto final. Con lo cual se llega al capítulo 6, el de Conclusiones, donde se determina si se han cumplido los objetivos del proyecto y se resumen los resultados de las pruebas.

2. MARCO TEÓRICO

En los siguientes apartados se definen los conceptos básicos necesarios para comprender el desarrollo, diseño y funcionamiento del sistema detector de caídas en personas de la tercera edad para uso en centros geriátricos.

2.1 TIPO DE USUARIO

Para diseñar un dispositivo que detecte la caída de su portador, es necesario identificar los tipos de usuarios y sus características para delimitar la problemática. El género, peso, estatura, y edad son variables que alteran las características de una caída. Al enfocar este proyecto hacia personas de la tercera edad residentes en centros geriátricos, se limita la problemática debido a que estas personas no suelen moverse rápidamente, no tienen movimientos bruscos, no realizan actividades diarias muy exigentes como correr, trotar, saltar, arrodillarse, etc. Las personas de la tercera edad tienen actividades diarias limitadas y al hacerlas, debido a su edad, la velocidad con las que las hacen es más reducida que la de otras poblaciones. Otros proyectos consultados se enfocan en otras poblaciones, como por ejemplo el artículo “*Wearable device for real-time monitoring of human falls*” [6] está dirigido a atletas, o generalizan su aplicación a todos los seres humanos, por ejemplo el proyecto “*Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer*” [7].

2.2 TIPOS DE SENSORES

En los últimos cinco años, gracias al adelanto tecnológico de los sensores microelectromecánicos (MEMS), se han desarrollado varias soluciones para detectar la caída de personas. Entre las que se han consultado como estado del arte de este proyecto, están aquellas que utilizan un dispositivo portable conformado principalmente de Sensores Inerciales² y un algoritmo que detecte la caída del usuario.

² Un sensor inercial es aquel que utiliza el principio de la inercia para lograr sus mediciones.

Todos los artículos consultados utilizan sensores inerciales. Entre los sensores inerciales utilizados, se encuentran: acelerómetros biaxiales, acelerómetros tri-axiales, giroscopios y detectores de inclinación, dependiendo de las necesidades de cada sistema. Por ejemplo, uno de los artículos que utiliza giroscopio (*Murata*, ENC-03J) y detector de inclinación (*sharp*, GP1S36) es:

“Development of Novel Algorithm and Real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly” [8].

Considerando las necesidades del sistema propuesto en este trabajo de grado, el cual busca detectar la caída de una persona por medio de un dispositivo portable, se opta por utilizar un acelerómetro tri-axial con salidas de voltajes analógicos proporcionales a la aceleración de cada eje, y con un rango de $\pm 5g$ para cada uno de ellos.

2.2.1 ACELERÓMETRO

El funcionamiento de un acelerómetro consiste en la comparación entre una masa suspendida dentro de este y la masa fijada al objeto en movimiento. La masa fijada se mueve con el objeto en movimiento, mientras que la otra masa se mantiene estática debido a su inercia o resistencia al cambio en su estado de reposo. La diferencia de movimiento entre estas dos masas es dependiente de la aceleración, por lo tanto, se puede medir la aceleración del objeto en movimiento. Si el acelerómetro tiene tres ejes (X, Y y Z), quiere decir que tiene una sola masa suspendida y tres masas independientes, fijadas cada una a su respectivo eje. De esta manera se puede medir la aceleración individual en cada eje. [9]

Las aceleraciones según el sistema internacional de unidades (SI) se pueden medir en dos unidades, metros por segundo al cuadrado $\left[\frac{m}{s^2}\right]$ o en gravedades [g]. Donde cada gravedad representa la aceleración que experimenta un cuerpo debido a la fuerza gravitacional de la tierra, es decir $9.81 \frac{m}{s^2}$.

2.3 DEFINICIÓN DE PLANOS IMAGINARIOS

Tres planos imaginarios son utilizados para describir el movimiento humano. Estos planos están posicionados en el cuerpo, ortogonales entre sí, interceptándose en el centro de masa del cuerpo y se llaman *planos principales o cardinales*. El movimiento que se hace en un plano es aquel que atraviesa dicho plano. Por ejemplo, el Plano *Sagital (PS)* divide al cuerpo en los hemisferios derecho e izquierdo, y el movimiento en este plano se hace sobre el *Eje Mediolateral (EM)*, es decir, de derecha a izquierda e izquierda a derecha. El *Plano Frontal (PF)* divide al cuerpo en los hemisferios anterior y posterior, donde el movimiento se hace sobre el *Eje Antero-posterior (EA)*. El *Plano Transverso (PT)* divide al cuerpo en los hemisferios superior e inferior, y el movimiento se hace sobre el *Eje Longitudinal o Vertical (EL)*. [10] Ver *Figura 1*.

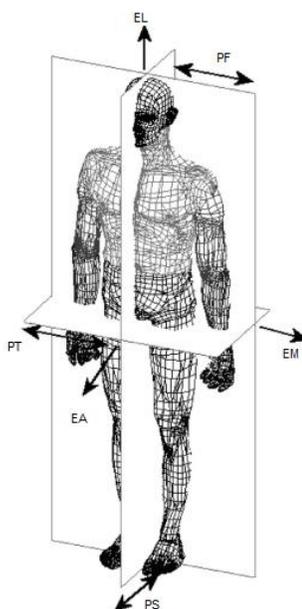


Figura 1. Planos y Ejes Cardinales [10]

Con el fin de detectar una caída por medio de una aceleración repentina hacia el suelo, se requiere diferenciar el Eje Vertical de los otros dos. La detección del Eje Vertical o Longitudinal se logra gracias a que el acelerómetro utilizado tiene una salida para cada eje. Se puede diferenciar el Eje Vertical si ubicamos el sensor de tal manera que los Ejes Mediolateral y Antero-posterior registren 0g, lo cual daría como resultado que el Eje Longitudinal registre $\pm 1g$. Pero para diferenciar una caída de cualquier otra *Actividad Diaria (AD)* como caminar, agacharse,

arrodillarse, sentarse o acostarse sobre la cama; se requiere de un algoritmo de detección de caída más complejo que la simple detección de una aceleración vertical.

2.4 LAS CUATRO ETAPAS DE LA CAÍDA

Para el diseño del algoritmo de detección de caída se definieron los eventos que el sistema debe detectar como caídas y cuáles no.

Los eventos que el sistema debe detectar como caídas (Positivos) son:

- Caída de lado
- Caída hacia atrás
- Caída hacia delante

Los eventos que el sistema no debe detectar como positivos (AD) son:

- Caminar
- Sentarse/Levantarse de una silla
- Acostarse/Levantarse de la cama
- Recoger un objeto del suelo

Se debe asegurar que el sistema diferencie un AD de un Positivo. Los cuatro grandes rasgos o etapas que caracterizan una caída son: primero, la Caída Libre; segundo, el Impacto; tercero, el Reposo y por último, la Posición Horizontal. Como todos estos rasgos pueden ser detectados con un acelerómetro tri-axial, no hace falta usar otro sensor inercial.

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el artículo “*Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer*” [7], en el cual se detectan caídas humanas como una aplicación de un acelerómetro tri-axial. Las señales detectadas por un acelerómetro tri-axial (ADXL345), de Analog Devices® los mismos fabricantes que el utilizado en este proyecto (ADXL325), fueron tomadas de un dispositivo portable sujeto al paciente por un cinturón. La *Figura 2* muestra señales detectadas al sentarse en una silla y levantarse de ella. Se debe tener en cuenta, que en [7] el Eje Vertical corresponde al Eje-Y, el Eje Antero-posterior corresponde al Eje-X y el Mediolateral al Eje-Z.

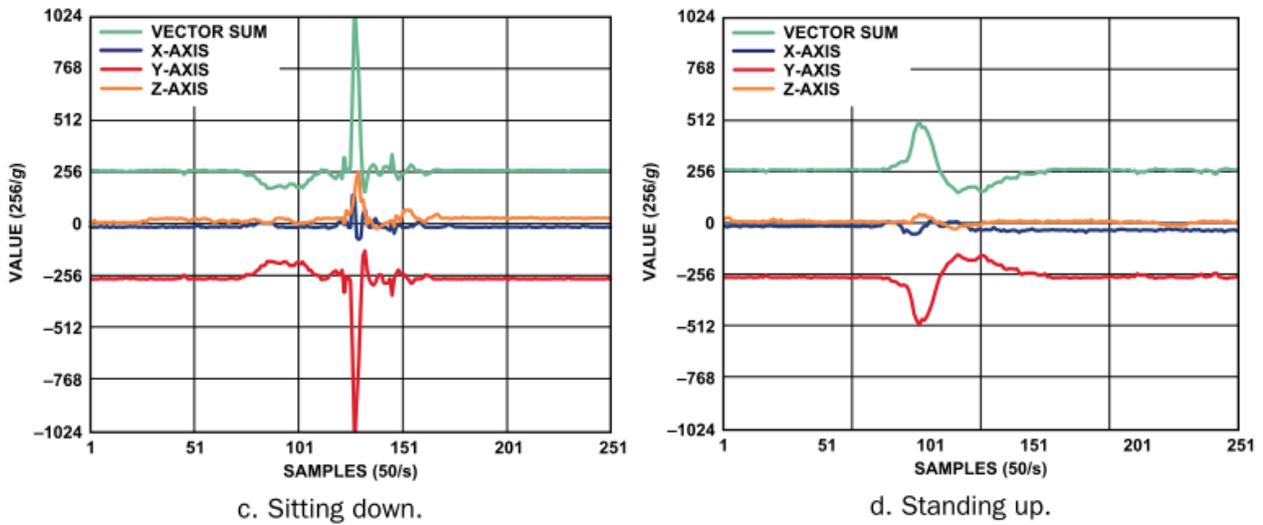


Figura 2. c. Respuesta de aceleración al sentarse en una silla
 d. Respuesta de aceleración al levantarse de una silla [8]

Se observa la diferencia entre las aceleraciones implicadas en sentarse y levantarse. En esta AD se observa que la forma de onda del vector suma se debe principalmente a las aceleraciones verticales, también se observa que la aceleración inicial y final en los tres ejes se mantiene igual. La aceleración máxima es aquella registrada en el Eje Vertical (Eje-Y) equivalente a 3 g cuando, al sentarse, el paciente impacta con la silla. La Figura 3 muestra el comportamiento del acelerómetro durante una caída involuntaria utilizando el mismo acelerómetro anterior. En esta figura las cuatro etapas características de una caída están enmarcadas en color rojo.

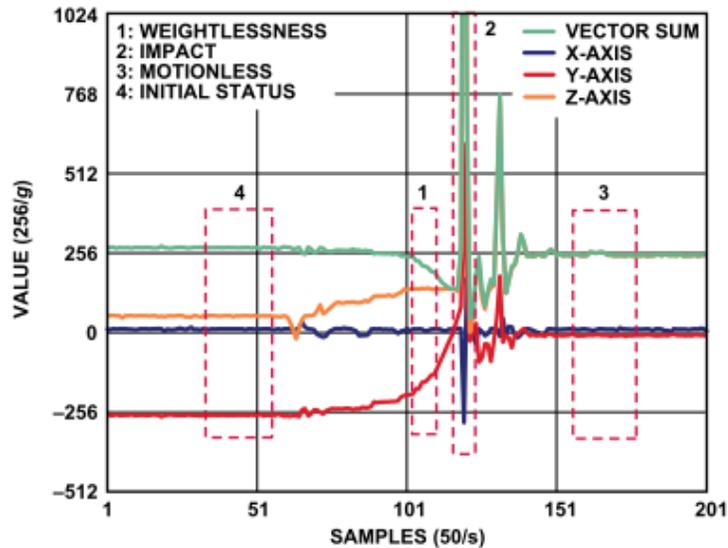


Figura 3. Respuesta de aceleración durante el proceso de caída y etapas características de una caída [7]

Las etapas se caracterizan por:

1. Caída Libre: Se le ha nombrado caída libre a esta etapa a pesar de que el paciente no tiene un movimiento idéntico al de un cuerpo en caída libre, debido a su dinámica justo antes de caerse o a la resistencia que pueda presentarse contra paredes o suelo durante la caída. Esta etapa hace referencia al momento inicial de toda caída, donde el cuerpo se dirige hacia el suelo experimentando una aceleración vertical semejante a la gravedad. En esta etapa la suma vectorial de las aceleraciones disminuye de 1g hacia 0 g [7].
2. Impacto: Luego de la etapa de Caída Libre, el cuerpo choca con el suelo u otros objetos, dando como respuesta un elevado pico entre 2g y 12g en la suma de los tres ejes debido a la elevada desaceleración del cuerpo [7,11].
3. Reposo: Tras un impacto, un cuerpo se mantiene en reposo durante un tiempo. Este tiempo puede ser muy elevado si el paciente se encuentra inconsciente, pero normalmente es menor a 10s [7].
4. Posición Horizontal: Tras una caída, el cuerpo queda en una posición diferente a la inicial. Como se puede ver en la *Figura 3* el cuerpo quedó de lado, pues antes de la caída el Eje-Y (Vertical) registraba -1 g y después de esta 0 g, mientras que el Eje-Z (Mediolateral) pasó de aproximadamente 0 g a 1 g. Se detecta la posición horizontal, verificando que la componente del acelerómetro sobre el Eje Vertical sea aproximadamente igual a 0g.

Con el fin de tener otros referentes, se buscaron resultados de otras investigaciones de caídas humanas medidas con otros acelerómetros y con dispositivos portables ubicados en diferentes lugares. Como ejemplo de los resultados encontrados, se puede ver la *Figura 4* [11]. Se encontró que todas presentan un comportamiento similar, donde las cuatro etapas de la caída son fácilmente identificables, aunque las aceleraciones medidas varían en magnitud. En la *Figura 4* sólo se muestra la aceleración total normalizada, la cual equivale a la aceleración de color verde en la *Figura 3*.

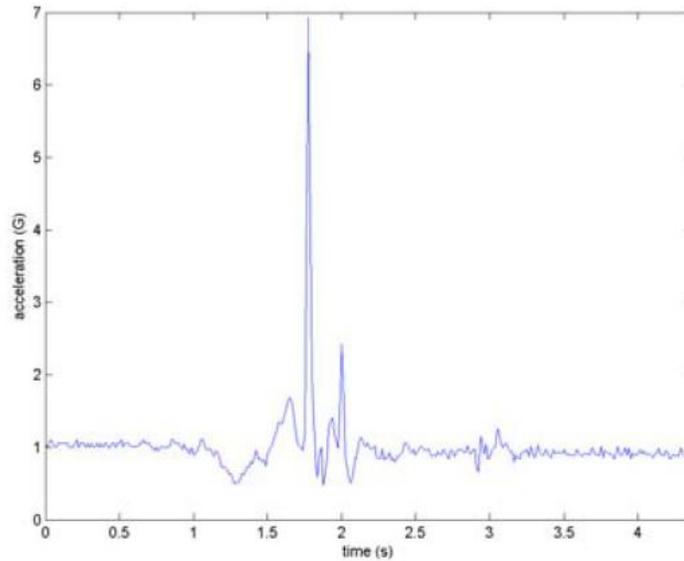


Figura 4. Respuesta de aceleración durante el proceso de caída [11]

2.5 MODO *SLEEP* EN UN MICROCONTROLADOR

Con el fin de disminuir el consumo de un sistema, se opta por utilizar un modo de bajo consumo en los microcontroladores, denominado *Sleep*. En este modo, el microcontrolador (MCU) tiene deshabilitado gran parte de sus aplicaciones, como los conversores análogo-digital, los comparadores, la transmisión de datos, etc. Si un sistema requiere que alguna de estas aplicaciones esté permanentemente habilitada, no se podrá inducir el MCU en modo *Sleep*. Al inducir y sacar el MCU del modo *Sleep* se tiene un tiempo de retardo para que el MCU habilite todas sus funciones nuevamente. Estos tiempos de retardo se deben tener en cuenta para el diseño del sistema. Es por esto que no en todos los sistemas resulta ventajoso utilizar el modo *Sleep*.

Al implementar el modo *Sleep*, el consumo del MCU disminuye aproximadamente a 1/3 de su consumo, por lo cual se utilizó en este proyecto para prolongar la vida útil de la batería. El diseño del sistema utiliza medidas extras para habilitar y deshabilitar el modo *Sleep*.

3. ESPECIFICACIONES

Se diseñó y construyó un dispositivo para uso en centros geriátricos que permita detectar la caída de su portador y lo transmita a un sistema central de aviso, con el fin de alertar oportunamente al personal del centro y por ende solicitar un servicio médico a la mayor brevedad posible

En la Tabla 1 se presentan las especificaciones del sistema diseñado. Para el dispositivo portable se especifica su consumo, ruido del sensor, ancho de banda del sensor, peso, tamaño y tiempo de respuesta. Para el enlace de comunicación se especifica la distancia de transmisión a línea de vista y en recinto cerrado. Para el dispositivo portable se especifica su tamaño y el tipo de alimentación.

Tabla 1. Especificaciones de diseño del sistema

Dispositivo Portable		
Consumo	Power-Down Current	0,37 mA
	MCU Supply Current. XBee Power-Down Current.	1,2 mA
	MCU Supply Current. XBee Transmit	51,2 mA
Ruido del sensor	Ruido pico a pico de las señales del acelerómetro	1/18 g
BW del sensor		50 Hz
Peso		< 60 gramos
Tamaño		4,5cm x 6,5cm x 2,2cm
Tiempo de respuesta	Detección de caída (Alarma Normal)	5 s
	Detección de caída crítica (Alarma Crítica)	15 s
Enlace de Comunicación		
Distancia de Transmisión	A línea de vista	120 m
	Recinto cerrado	20 m
Dispositivo Portable		
Tamaño		15cm x 8,5cm x 5cm
Alimentación	Fuente de switcheo	18V

3.1. DESCRIPCIÓN GENERAL Y DIAGRAMA EN BLOQUES

El diseño se divide en tres bloques, el primero es el Dispositivo Portable, el segundo es el Enlace de Comunicación y el siguiente es el Sistema Central de Aviso. A continuación se muestra un diagrama en bloques del sistema general.

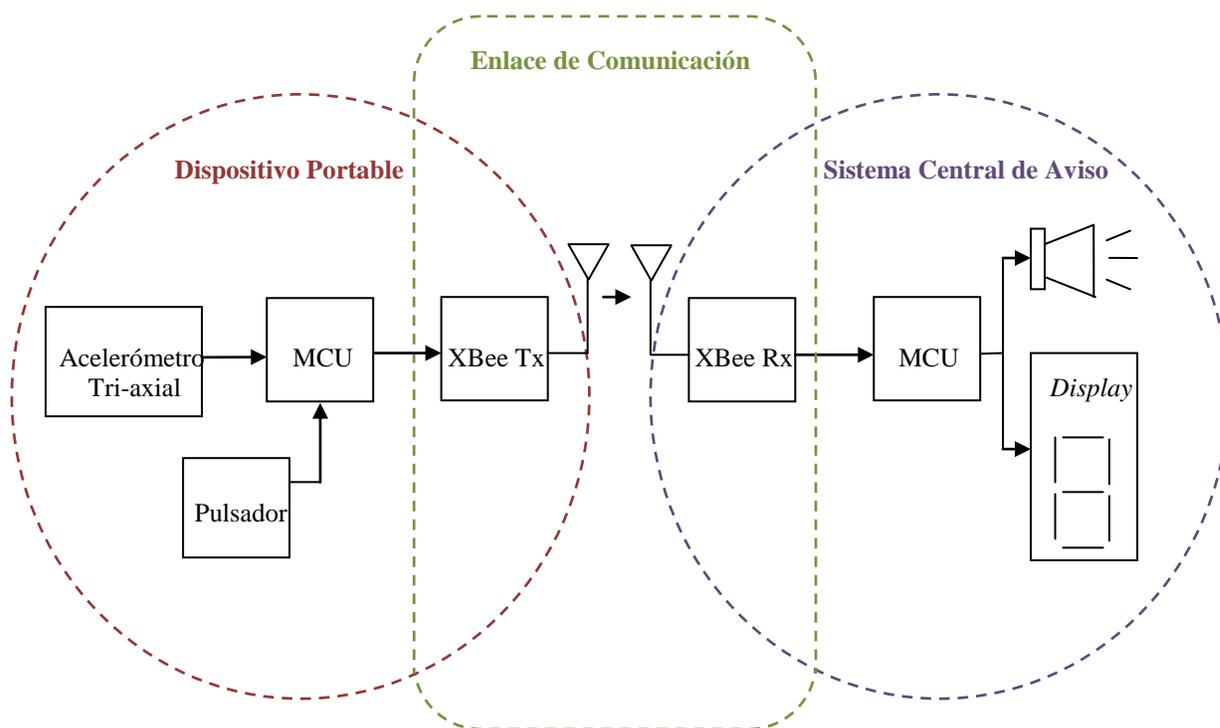


Figura 5. Diagrama en Bloques del Sistema

3.2. SOFTWARE Y HARDWARE

El hardware consiste en las plataformas físicas en cada uno de los bloques. El Dispositivo Portable está compuesto por el acelerómetro tri-axial, el microcontrolador PIC18LF330, la

batería tipo *coin* CR2450 y el pulsador. Los dos módulos XBee componen el Hardware del Enlace de Comunicación. El Sistema Central de Aviso está compuesto por el PIC16F688, el *display* 7-segmentos cátodo común de 4'', la alarma sonora, la etapa de salida compuesta por 8 transistores 2N3904 y 16 resistencias, y el sistema de alimentación compuesto por un adaptador de 18 VAC y dos reguladores de 12V y 3V de salida.

Se han desarrollado dos software, uno para el Dispositivo Portable y otro para el Sistema Central de Aviso. Ambos códigos están escritos en lenguaje basado en C++. A continuación se presentan las variables de entrada y salida del sistema.

3.2.1 VARIABLES DE ENTRADA

Como se ha mencionado anteriormente, es necesario detectar la caída repentina del portador del dispositivo electrónico, esto se hace por medio de sensores inerciales con los cuales se obtiene valores de aceleración y velocidad. Para la aplicación deseada en este trabajo de grado, se utilizó un acelerómetro tri-axial de manera que es posible obtener la aceleración independiente en cada eje, permitiendo de esta forma medir la dirección y aceleración de un cuerpo.

Acelerómetro Tri-axial

Con el fin de medir la aceleración lineal en los Ejes X-Y-Z, se utiliza el acelerómetro tri-axial ADXL325 el cual entrega tres salidas análogas en voltaje, proporcionales a la aceleración de su respectivo eje, con una sensibilidad de 174 mV/g y una variación de $\pm 10\%$.

Pulsador

Cuando el personal del centro geriátrico atiende al paciente que ha sufrido una caída, debe oprimir el pulsador ubicado en el dispositivo portable del portador, para que la alarma en el sistema central de aviso se apague para ese usuario en específico.

3.2.2 VARIABLES DE SALIDA

Con el fin de alertar al personal del centro geriátrico la caída de un paciente, en el menor tiempo posible, es necesario contar con dispositivos de alarma sonoros y visuales.

Alarma Sonora

En cuanto ocurre la caída de un residente, se activa una alarma sonora indicando la ocurrencia de esta. El objetivo principal de esta alarma es tan solo llamar la atención del personal pero no indicar el residente específico que ha sufrido el accidente.

Display

Un *Display* 7-segmentos de 4'' notifica el número de la habitación o el código del paciente que ha sufrido la caída. Si el paciente lleva inmóvil más de 10 segundos después de la caída, el número en el *display* pasa de ser estático a intermitente.

4. DESARROLLOS

En esta sección se presenta la descripción de los tres bloques: dispositivo portable, enlace de comunicación y sistema central de aviso. La justificación de los componentes elegidos, los estudios comparativos entre diferentes tecnologías, el código de software, los diagramas de flujo y un análisis de pruebas preliminares se documentan en la descripción del bloque correspondiente.

4.1 DISPOSITIVO PORTABLE

Este primer bloque se encarga de adquirir las variables de aceleración provenientes del acelerómetro tri-axial, ejecutar el algoritmo de detección de caída y, en caso de detectar una caída, activar el transmisor inalámbrico. Para esto se usaron los siguientes componentes: una batería tipo *coin* CR2450, un acelerómetro (ADXL325), un microcontrolador (PIC18LF1330) con los siguientes periféricos embarcados: un convertidor análogo-digital, un comparador y un puerto de comunicación serial USART.

Otras configuraciones fueron consideradas para este bloque, como por ejemplo la utilización de un giroscopio o más de un acelerómetro como soporte para el algoritmo detector de caídas. Sin embargo, tras la investigación de artículos y el análisis de la hoja de especificaciones del componente, se encontró que un acelerómetro tri-axial no sólo es suficiente sino que además es la alternativa más viable para minimizar el consumo de la fuente de alimentación portable. Como el tamaño es otro factor limitante del dispositivo, se optó por utilizar un dispositivo de transmisión pequeño, un sistema de alimentación reducido y componentes de montaje superficial.

Se tomaron varias medidas para la reducción de ruido en el circuito. Los impresos incluyen planos de tierra y fuente que funcionan como un condensador reductor de ruido. Se utilizaron condensadores de desacople de 100nF en paralelo a la entrada del acelerómetro. Cada salida del acelerómetro también tienen un condensador de 100nF que limita el ancho de banda a 50 Hz lo cual es recomendado por el fabricante de este sensor para reducir ruido de las señales obtenidas.

4.1.1 UBICACIÓN Y ORIENTACIÓN DEL DISPOSITIVO PORTABLE

Existen varias opciones donde ubicar el Dispositivo Portable. Artículos como “SPEEDY: A fall detector in a wrist watch”[12] ubican el dispositivo en la muñeca. Otros como “Evaluation of threshold-based tri-axial fall detection algorithm”[13], lo ubican en el tronco y muslo del paciente. En “Evaluation of a fall detector based accelerometers: a pilot study” optaron por ubicarlo en la cabeza u oreja del paciente.

En este proyecto se utiliza un cinturón que ubique el dispositivo portable en la cintura del paciente. Esto asegura la comodidad del paciente, a diferencia de la utilización de un chaleco en el pecho o un amarre en la cabeza. También asegura que los sensores no se activen con tanta facilidad, dando como resultado falsos positivos, como lo que sucede al colocar los acelerómetros en la muñeca [14], brazos o colgados alrededor del cuello.

La orientación del dispositivo portable afecta el sentido de los ejes en el acelerómetro y la detección de la caída depende del sentido de estos ejes. En la *Figura 6* se muestra la ubicación del dispositivo y la orientación de los ejes seleccionados para este trabajo de grado.

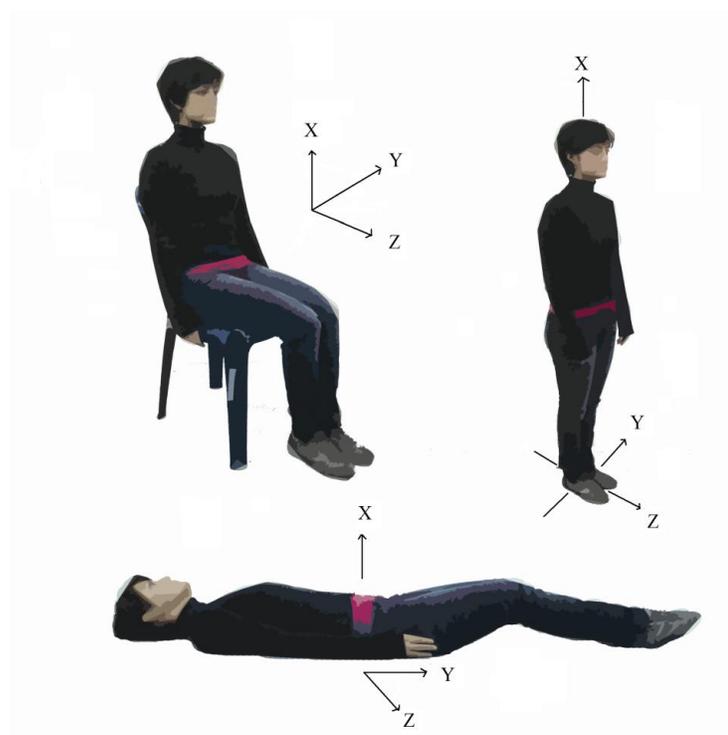


Figura 6. Orientación y ubicación del dispositivo portable.

4.1.2 ALIMENTACIÓN DEL DISPOSITIVO PORTABLE

Es necesario estudiar detenidamente la alimentación del dispositivo, teniendo en cuenta las necesidades de voltaje, el consumo de corrientes, el tamaño, el peso y la vida de las baterías.

De los artículos que se consultaron, solo “*Wearable Sensors for Reliable Fall Detection*”[11] especificaba el tipo de alimentación con la cual trabajaron, utilizaron dos baterías AA.

Basándonos en el *Lithium Batteries Technical Handbook* de Panasonic [15], se encontraron diferentes baterías de tipo *coin* con voltaje nominal de 3V.

Considerando que el dispositivo portable debe ser pequeño y liviano, se utilizó la batería de litio tipo *coin* CR2450. Esta batería con un voltaje nominal de 3V, un peso de 3.8 gramos y un volumen de 2.4 cm³ equivale en voltaje a dos baterías AA. En comparación, las baterías AA [24] pesan 12 veces más (23 gramos c/u) y ocupan 7 veces más espacio (8.1 cm³ c/u) aproximadamente. La capacidad de corriente de las baterías AA es de 2900 mAh, lo cual corresponde a 5 veces la capacidad de la batería tipo *coin* (620 mAh). Sin embargo, esta capacidad demostró ser suficiente tras el análisis de las pruebas de consumo en el Capítulo 5.

4.1.3 CONSUMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE

Con el fin de estimar la vida útil de la batería en el dispositivo portable, se tuvo en cuenta el consumo en los diferentes modos del MCU, del XBee y del acelerómetro. A continuación se presentan los consumos en corriente para cada uno según sus hojas de especificaciones:

Tabla 2. Consumo del dispositivo portable.

	Consumo		
	PIC18LF1330	ADXL325	XBee
<i>Supply Current</i>	800 μ A	350 μ A	50mA
<i>Power-Down Current</i>	10 μ A	350 μ A	10 μ A
<i>Transmit Current</i>	-	-	45mA
<i>Receive Current</i>	-	-	50mA

De acuerdo a las especificaciones anteriores, se concluye que el XBee es el componente con mayor consumo de corriente de alimentación del dispositivo portable, seguido del MCU. Sin embargo ambos componentes poseen un modo de consumo bajo (*Power-Down*) en el cual disminuye su consumo de corriente a menos del 2% de la corriente de alimentación. Por su parte, el acelerómetro no posee ningún modo de consumo bajo, consumiendo una corriente constante durante el funcionamiento del dispositivo portable.

$$\text{Tiempo de descarga batería} = \frac{\text{Capacidad Nominal de la Pila}}{\text{Consumo eléctrico del dispositivo}} \quad (4.1)$$

Con el fin de estimar la vida útil de la pila que alimenta el dispositivo portable, se calculó utilizando la ecuación (4.1) el tiempo de descarga en función de la capacidad nominal de la pila y el consumo eléctrico del dispositivo para cada combinación de modos del MCU y XBee. obteniendo los siguientes resultados:

Tabla 3. Vida útil de la batería

	Consumo Promedio Total del Dispositivo (mA)	Capacidad Nominal Pila (mAh)	Vida Útil Batería(h)
<i>Power-Down Current</i>	0,37	620	1675,7
<i>MCU Supply Current. XBee Power-Down Current.</i>	1,2		516,7
<i>MCU Supply Current. XBee Transmit</i>	51,2		12,1

El sistema se desarrolló para utilizar los modos *Sleep* del MCU y del XBee, de tal manera que el principal modo de funcionamiento sea *Power-Down Current* y por lo tanto tener una vida útil promedio de 1675 horas.

Sin embargo se debe tener en cuenta que al ser lineal la ecuación (4.1), presenta valores estimados más no verídicos ya que el comportamiento de descarga de una batería no tiene en comportamiento lineal. Para obtener los valores verdaderos del tiempo de descarga de la batería es necesario realizar pruebas de desempeño las cuales estan fuera del alcance de este proyecto por la limitación de tiempo.

4.1.4 ALGORÍTMO

En general los artículos que detectan caídas tienen como mínimo tres etapas que conforman el algoritmo de detección de caída. Estas etapas son caída libre, impacto y reposo. Algunos tienen en cuenta una cuarta etapa que considera el cambio de orientación. En este proyecto se optó por unir las etapas de reposo y cambio de orientación en una sola. La *Figura 7* muestra una caída registrada durante unas pruebas preliminares realizadas con el acelerómetro ADXL325, las cuales se presentan en la sección 4.1.4.1. En esta imagen se muestran las etapas de una caída enmarcadas por cuadros negros.

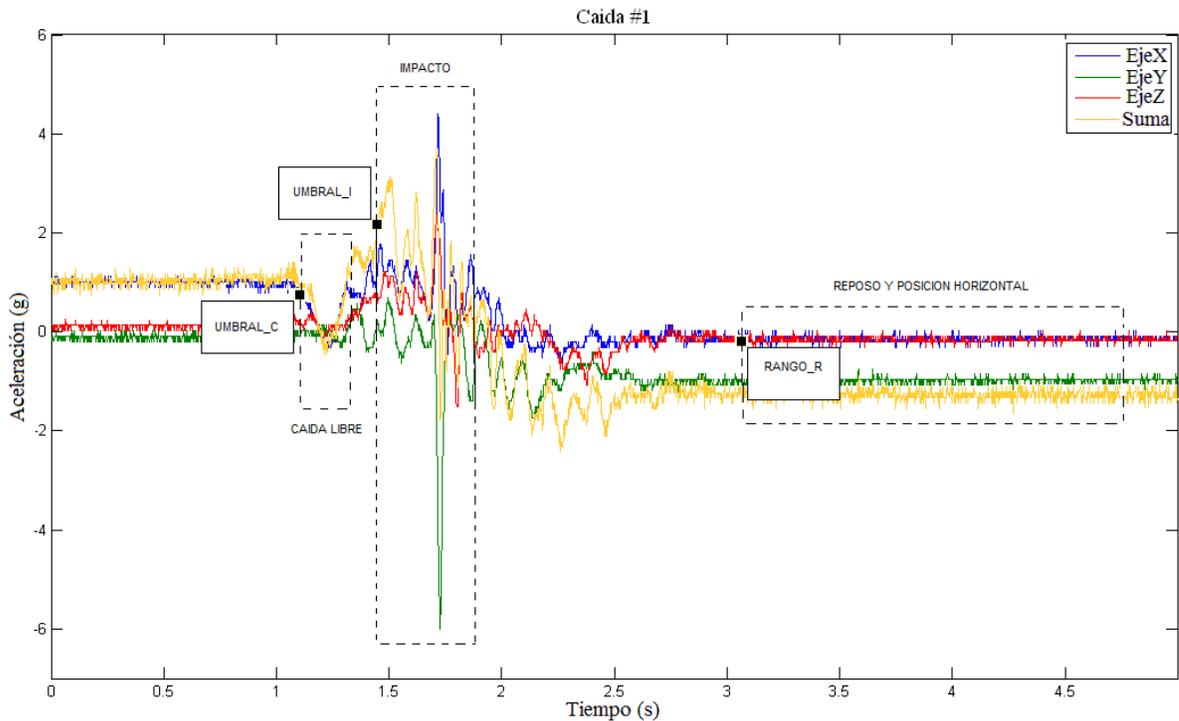


Figura 7. Etapas y umbrales de una caída registrada con el acelerómetro ADXL325

La etapa de caída libre se caracteriza por la disminución de la aceleración en el Eje Vertical de 1g hacia 0g. El dispositivo detecta esta disminución cuando la aceleración en el Eje X o vertical cruza el umbral vertical, UMBRAL_C, ver *Figura 7*. A continuación debe reconocer un impacto, el cual se detecta cuando la suma de los tres ejes, (señal Suma en la *Figura 7*), aumenta y cruza

un UMBRAL_I. La última etapa se puede detectar al observar el comportamiento del Eje X. Si este eje registra una aceleración cercana a 0g quiere decir que el paciente está en posición horizontal. Si transcurre un tiempo, TIEMPO_R, en que la aceleración del Eje X se mantiene dentro de un pequeño rango de valores alrededor de 0g, RANGO_R, se puede decir que el paciente está en reposo.

Después de cada umbral, el algoritmo de detección de caída espera al siguiente umbral durante un tiempo establecido. De esta manera, si transcurre un tiempo mayor al propuesto sin que se cumpla la condición para la siguiente etapa, el algoritmo descartará el evento como una caída. Estos tiempos están definidos por las siguientes constantes:

- TIEMPO_CI: Tiempo entre Caída Libre - Impacto.
- TIEMPO_IR: Tiempo entre el Impacto - Reposo y Posición Horizontal.
- TIEMPO_R: Tiempo que debe permanecer el paciente en estado de reposo.

4.1.4.1 ANÁLISIS DE UMBRALES DE ACELERACIÓN Y CONSTANTES DE TIEMPO

Los diferentes umbrales y las constantes de tiempo son valores de gran importancia para la correcta detección de una caída. Para determinar los valores de umbrales se compararon los valores utilizados en la bibliografía con los obtenidos en las pruebas preliminares que se explican a continuación.

Las primeras pruebas se realizaron con el sistema *Vibration Analysis Toolset (VATS)* de *NexGen Ergonomics*, el cual consta de un acelerómetro de $\pm 10g$ del mismo fabricante que el acelerómetro utilizado en el dispositivo portable, de una interfaz de calibración, de un almacenador de datos *DataLog* y de la herramienta *VATS software* la cual permite la visualización y medición de los datos almacenados. Siete voluntarios de diferente género, peso estatura y edad utilizaron este sistema para realizar las pruebas preliminares. A cada persona se le ubicó en la cintura el acelerómetro y se le pidió realizar tres veces cada una de las actividades diarias mostradas en la Tabla 4.

Tabla 4. Actividades Diarias

Actividades Diarias	Caminar
	Sentarse/Levantarse de una silla
	Acostarse/Levantarse de la cama
	Recoger un objeto del suelo

El ruido en la señal registrada fue en promedio de 0,5g y se observaron varios picos de ruido con magnitudes mayores a 1g (ver *Figura 8*). Por lo tanto se optó por realizar un segundo conjunto de pruebas con el acelerómetro ADXL325 para determinar su ruido y comportamiento.

Los resultados de las pruebas realizadas con el VATS se presentan y se analizan más adelante.

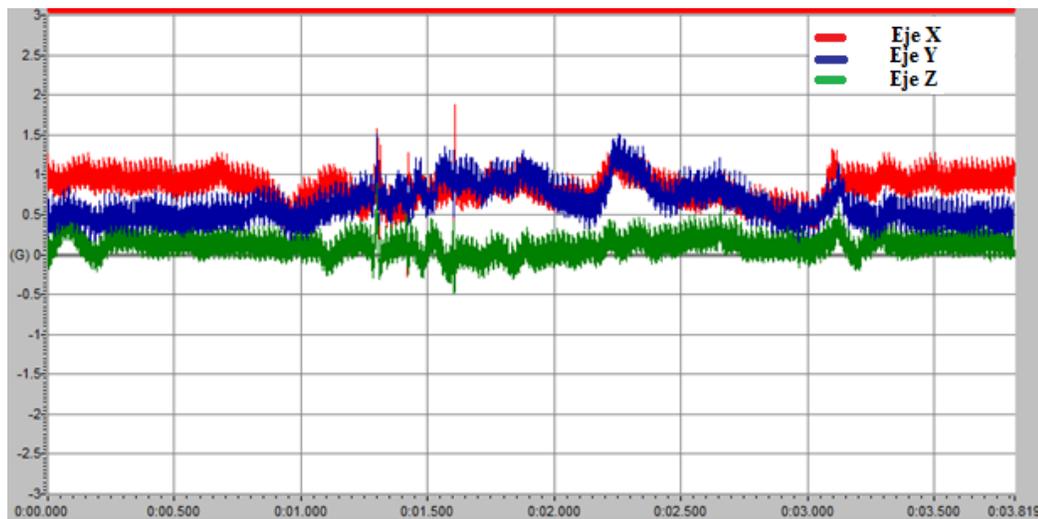


Figura 8. Recoger un objeto, registrado con el sistema VATS.

Las pruebas con el acelerómetro ADXL325 fueron registradas con dos osciloscopios digitales TDS 2221y procesadas en MATLAB. Este conjunto de pruebas incluye caídas y las cuatro actividades diarias mencionadas anteriormente, las cuales fueron realizadas por los autores de este proyecto. El ruido registrado en las señales tras la limitación del ancho de banda utilizado en las salidas del acelerómetro fue de 1/18 de gravedad. Este ruido no es significativo con respecto a los umbrales utilizados en el algoritmo, por lo tanto no se necesitó de un filtro adicional en software para reducirlo.

La *Figura 7* muestra ejemplos de una caída registrada durante estas pruebas y en las *Figuras 9, 10, 11, 12 y 13* se presenta ejemplos de gráficas obtenidas para cada una de las actividades.

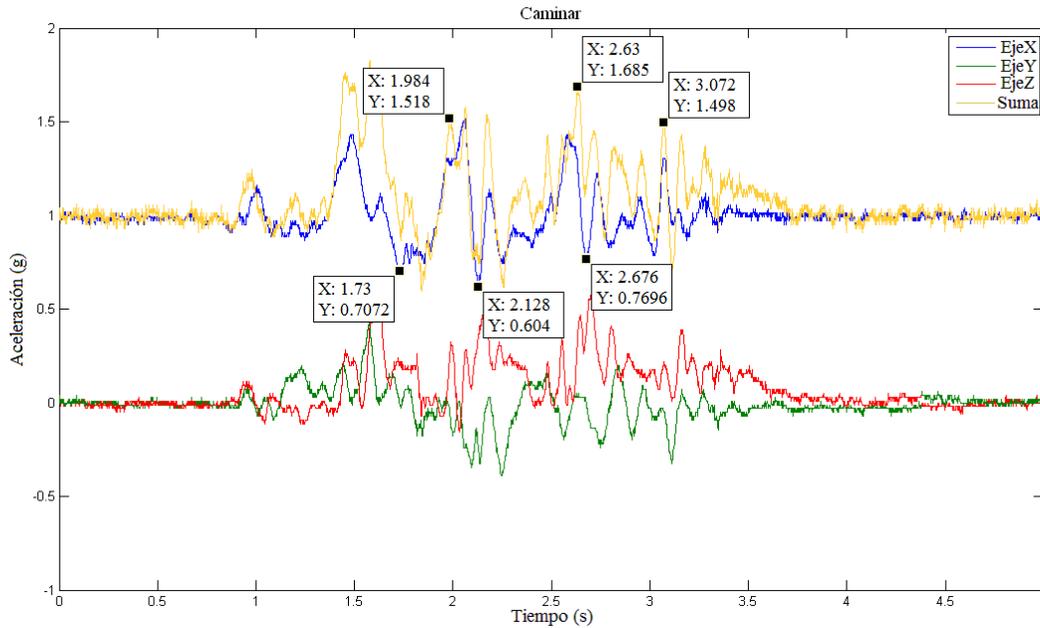


Figura 9. Caminar, registrado con acelerómetro ADXL325.

En la *Figura 9* se observa el comportamiento de una señal mientras el usuario camina. La señal es cíclica, compuesta de aceleraciones verticales e impactos. La clara diferencia entre una señal que registre caminar y otra que registre una caída es que, aunque ambas tienen las etapas de caída libre seguida de un impacto, al caminar no se encuentra la última de Reposo y Posición Horizontal.

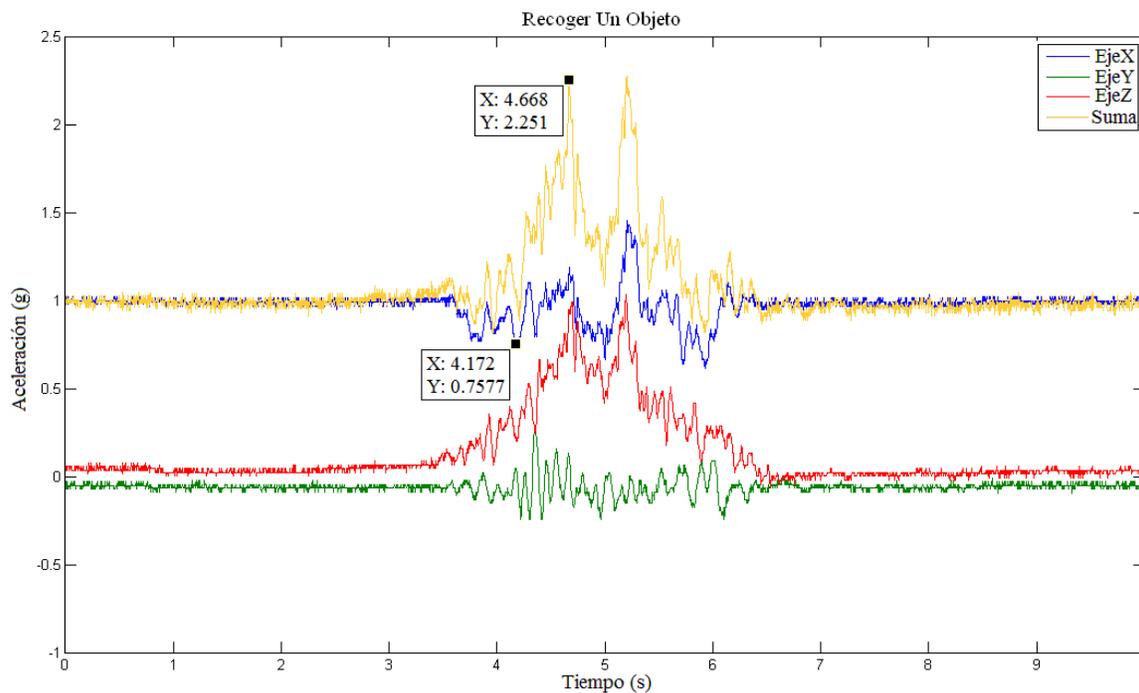


Figura 10. Recoger un objeto, registrado con acelerómetro ADXL325.

En la *Figura 10* y *Figura 11* se muestran señales al recoger un objeto y sentarse respectivamente. En estas dos AD también se pueden observar las dos primeras etapas, pero se observa claramente que aunque el paciente permanezca en reposo nunca se encuentra en posición horizontal.

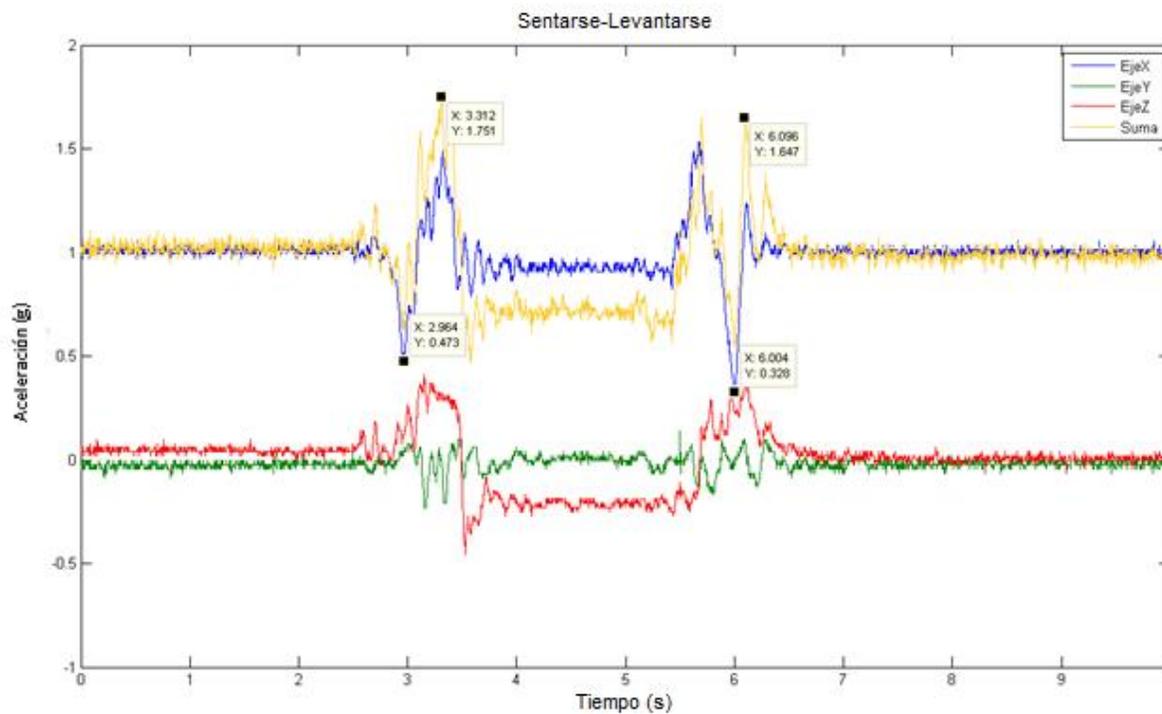


Figura 11. Sentarse y Levantarse, registrado con acelerómetro ADXL325.

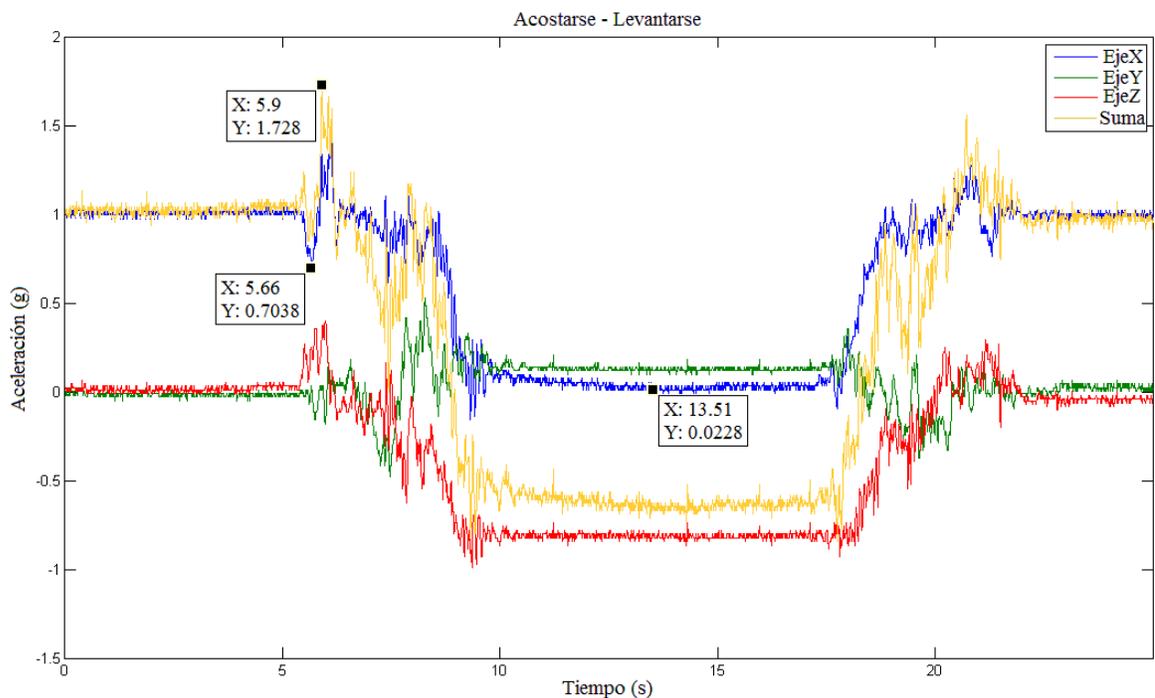


Figura 12. Acostarse y Levantarse, registrada con acelerómetro ADXL325.

En la Figura 12 se muestran tres umbrales que marcan el inicio de cada etapa. Las etapas de caída libre e impacto registradas al sentarse en la cama y el reposo y posición horizontal al estar acostado. Al cumplir con las mismas tres etapas de una caída, acostarse en una cama es la AD que podría activar una falsa alarma en el sistema de detección de caídas. Sin embargo, los valores asignados a los umbrales y constantes de tiempo en el algoritmo de detección de caídas fueron ajustados para diferenciar las AD de las caídas.

Para la determinación de los umbrales y constantes de tiempo se tuvieron en cuenta los valores utilizados por los autores de cinco artículos bibliográficos que registran los umbrales de aceleración, el tiempo que transcurre entre caída libre-impacto y el tiempo impacto-reposo y posición horizontal, durante las actividades diarias mencionadas anteriormente y durante caídas hacia delante, atrás y hacia un lado.

Las tres bases de datos utilizadas para la determinación de los umbrales y constantes de tiempo fueron las obtenidas de la bibliografía, de las pruebas con el sistema VATS y de las pruebas con el ADXL325. Sin embargo, se descartaron los valores obtenidos de aceleración vertical e impacto de la primera base de datos. Esto se debe a que la mayoría de los artículos bibliográficos no especificaban claramente si los valores de aceleración vertical e impacto se tomaron de un solo eje o la suma de los tres ejes. Los artículos que utilizaban un solo eje para la detección de la aceleración vertical y la suma de los tres para la detección del impacto registraban valores que diferían mucho de los valores medidos con el ADXL325, Por lo tanto se le dio una mayor prioridad a los valores obtenidos gracias a las pruebas realizadas con el ADXL325.

Para las AD, de cada una de las bases de datos, se hallaron los valores máximos de aceleración vertical durante la etapa de caída libre y se compararon entre sí para hallar el máximo entre ellos. También se hallaron los máximos impactos y los mínimos rangos de reposo. El mismo proceso se realizó para las caídas, a partir de este se hallaron: la aceleración vertical mínima, el impacto mínimo y el rango de reposo máximo registrados.

Con los datos máximos y mínimos obtenidos, se hace un proceso de comparación entre las AD y las caídas con el fin de determinar los umbrales de aceleración a utilizar en el algoritmo de detección de caídas. Los umbrales y constantes de tiempo en el algoritmo de detección de caída son los encargados de detectar una caída, los valores que se le asignen deben también evitar que una AD active la alarma.

El umbral de aceleración vertical (UMBRAL_C) debe tener un valor mayor a todas las aceleraciones verticales registradas en las caídas de las bases de datos para garantizar que el algoritmo lo detecte, pero también debe ser menor que los valores de aceleración vertical en las AD para evitar que estas activen una falsa alarma. Esto se debe a que una mayor aceleración vertical da como resultado un valor de umbral más pequeño.

El umbral de impacto (UMBRAL_I) debe tener un valor inferior a todos los registrados en las caídas para garantizar que el algoritmo lo detecte, pero también debe ser mayor que los impactos de las AD para evitar que estas activen una falsa alarma.

El rango de reposo (RANGO_R) debe tener un valor mayor a todos los registrados en las caídas en las bases de datos, pero también debe ser menor que los rangos de las AD para evitar falsas

alarmas. Las constantes de tiempo definitivas se hallaron luego de analizar los valores obtenidos en los registros de caídas, tanto de la bibliografía como de las pruebas con el ADXL325. Se asignaron valores que fueran mayores a todos los máximos obtenidos.

Tras el proceso de comparación entre los valores medidos y los bibliográficos de la *Tabla 6* se definió los valores definitivos de umbrales y variables de tiempo que se muestran en la *Tabla 5*.

Con el sistema *VATS* no se simularon caídas, por esta razón no hay datos en la *Tabla 6* correspondientes a esta actividad. En las celdas vacías de la bibliografía en la *Tabla 6* no aparecen datos porque no se encontraron en los artículos. El ANEXO 3 muestra una tabla que resume todos los valores recolectados de los cinco artículos. En el mismo anexo también se muestra todos los datos recolectados tras las pruebas preliminares.

Tabla 5. Valores definitivos de umbrales de aceleración y variables de tiempo

		Valores definitivos
Caídas	UMBRAL_C	0,25g
	TIEMPO_CI	1s
	UMBRAL_I	2,5g
	TIEMPO_IR	2s
	RANGO_R	1g = [-0,5, 0,5]
	TIEMPO_R	2s

Tabla 6. Valores máximos y mínimos obtenidos de las bases de datos.

Pruebas		Bibliográficos (g,s)		VATS (g,s)		ADXL325 (g,s)	
		Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
AD	Aceleración Vertical	-	0,5g	-	0,27g	-	0,32g
	Impacto	-	4g ³	-	3,19g ⁴	-	2,5g
	Rango de Reposo	1,2g		1g	-	0,6g	-
Caídas	Aceleración Vertical	0,46g ⁵	-	-	-	0,25g	-
	TIEMPO_CI	-	0,25s	-	-	-	0,6s
	Impacto	2g	-	-	-	2,6g	
	TIEMPO_IR	-	3,5s ⁶	-	-	-	1,5s
	Rango de Reposo	-	0,3g				0,9g
	TIEMPO_R		2s				1,9s

³ Este valor se descartó debido a que el ADXL325 registró un impacto con menor magnitud que él durante una caída.

⁴ Este valor se descartó debido a que el ADXL325 registró un impacto con menor magnitud que él durante una caída.

⁵ Este valor se descartó debido a que al utilizarlo para la selección del UMBRAL_C detectaría la mayoría de aceleraciones verticales en AD del ADXL325.

⁶ Este valor se descartó debido a que un TIEMPO_IR=2s se encontró suficiente para detectar una caída.

La Figura 13 es una señal registrada durante una caída con el acelerómetro ADXL325, donde se ha marcado con cuadros los puntos en los que el algoritmo de detección de caída detecta los umbrales.

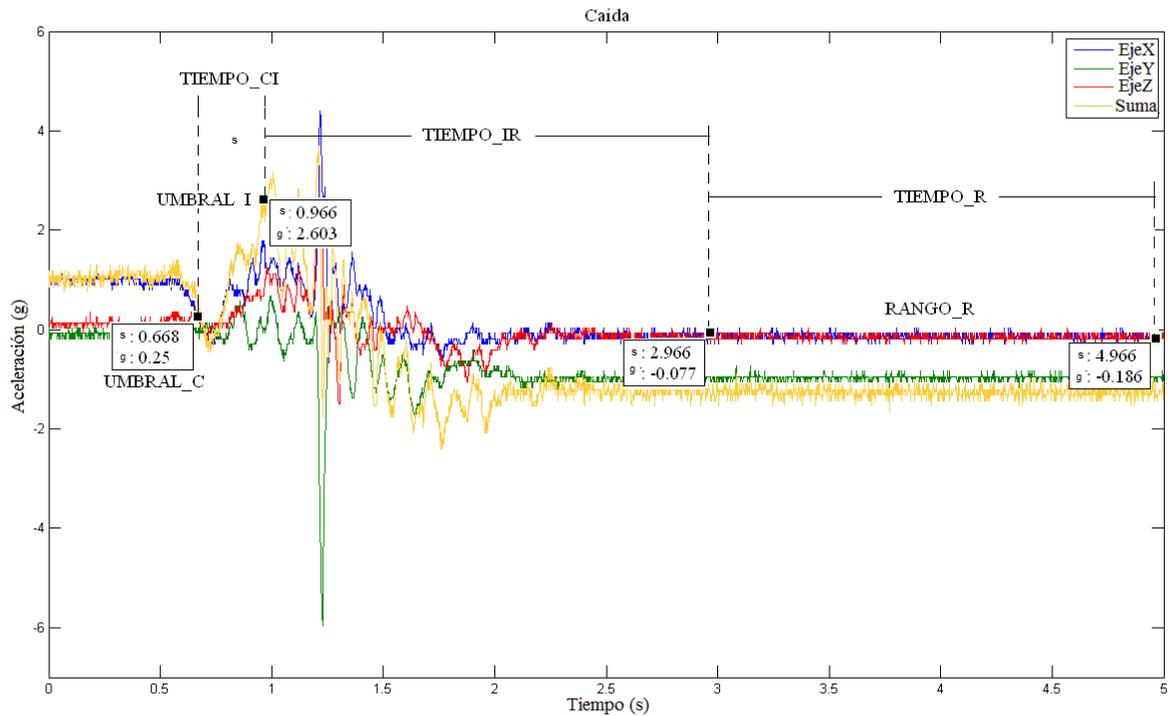


Figura 13. Umbrales de aceleración y constantes de tiempo en caída registrada con acelerómetro ADXL325.

4.1.4.2 DIAGRAMA DE FLUJO

En este apartado se presenta los diagramas de flujo generales de las principales rutinas del algoritmo de detección de caída.

Con el fin de tener un código modular eficiente y escalable, se desarrolló una rutina principal (*main*) y varias subrutinas evocadas en diferentes puntos del programa.

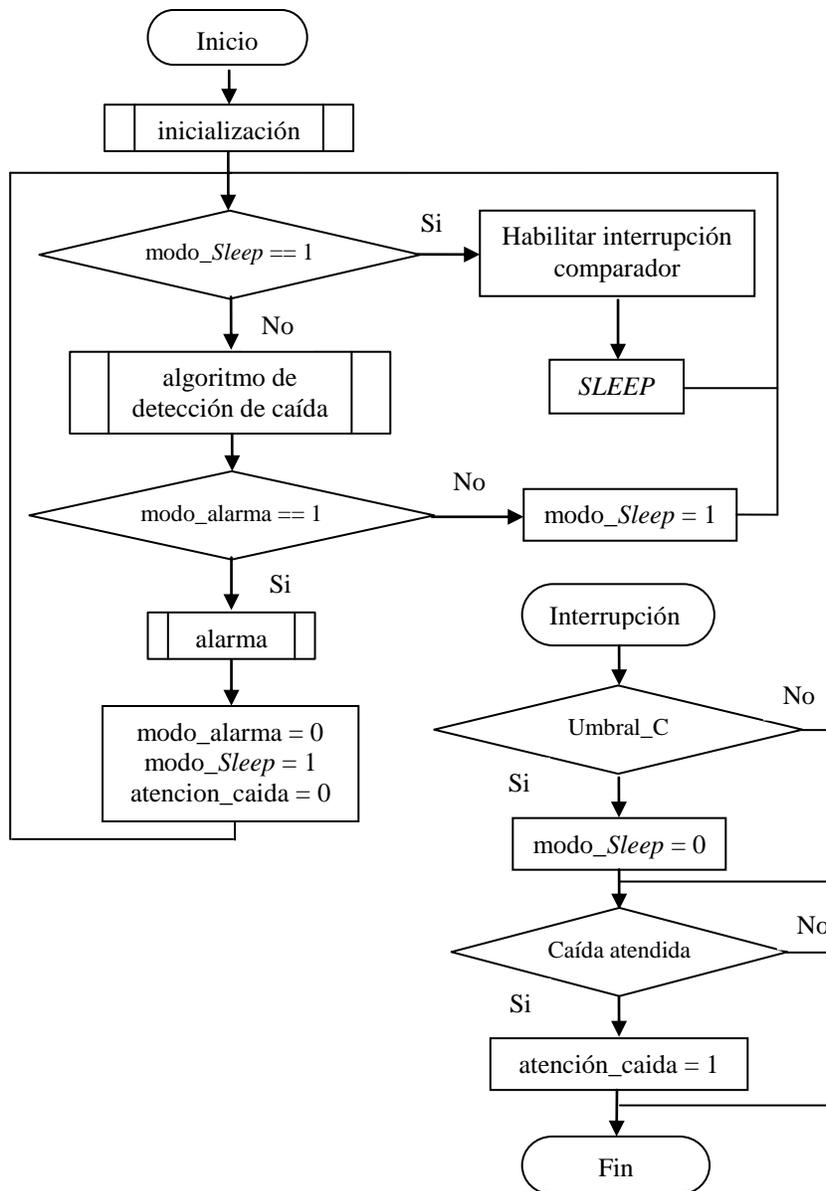


Figura 14. Diagrama de flujo de Main e interrupción

En el *main* son evocadas tres subrutinas de las cuales encontramos dos principales: **algoritmo de detección de caída** y **alarma**. En la subrutina **inicialización**, es configurado el MCU e inicializadas las banderas `modo_sleep`, `modo_alarma` y `atención_caída`. En el caso especial de la bandera `modo_sleep`, esta es inicializada en estado alto de tal manera que inmediatamente es alimentado el MCU entra al modo de funcionamiento *sleep*, configurado de tal manera que únicamente salga de este estado por medio de una interrupción.

En el código, fueron habilitadas la interrupción por comparador y la interrupción externa INT. La interrupción por comparador es generada en cuanto es alcanzado el valor **UMBRAL_C** en el pin CMP1, esta interrupción termina el estado *sleep* del microcontrolador y lo ingresa al estado *iddle*, durante la atención de la interrupción se cambia de estado la bandera modo_sleep lo cual permite que la subrutina algoritmo de detección de caída sea evocada.

El algoritmo de detección de caída, como su nombre lo indica se encarga de procesar las señales obtenidas del acelerómetro tri-axial y evaluar la caída o no del portador del dispositivo. En el caso en que se presente una caída, la bandera modo_alarma cambia de estado (bandera en estado alto) y permite que la subrutina alarma sea evocada.

Por su parte, la subrutina alarma es la encargada de comunicarle al sistema central de aviso los eventos del dispositivo portable. Luego de ser comunicados los eventos correspondientes, son inicializadas nuevamente las banderas y el ciclo vuelve a iniciar. A continuación encontramos con mayor detalle el funcionamiento de las subrutinas *algoritmo de detección de caída* y *alarma*.

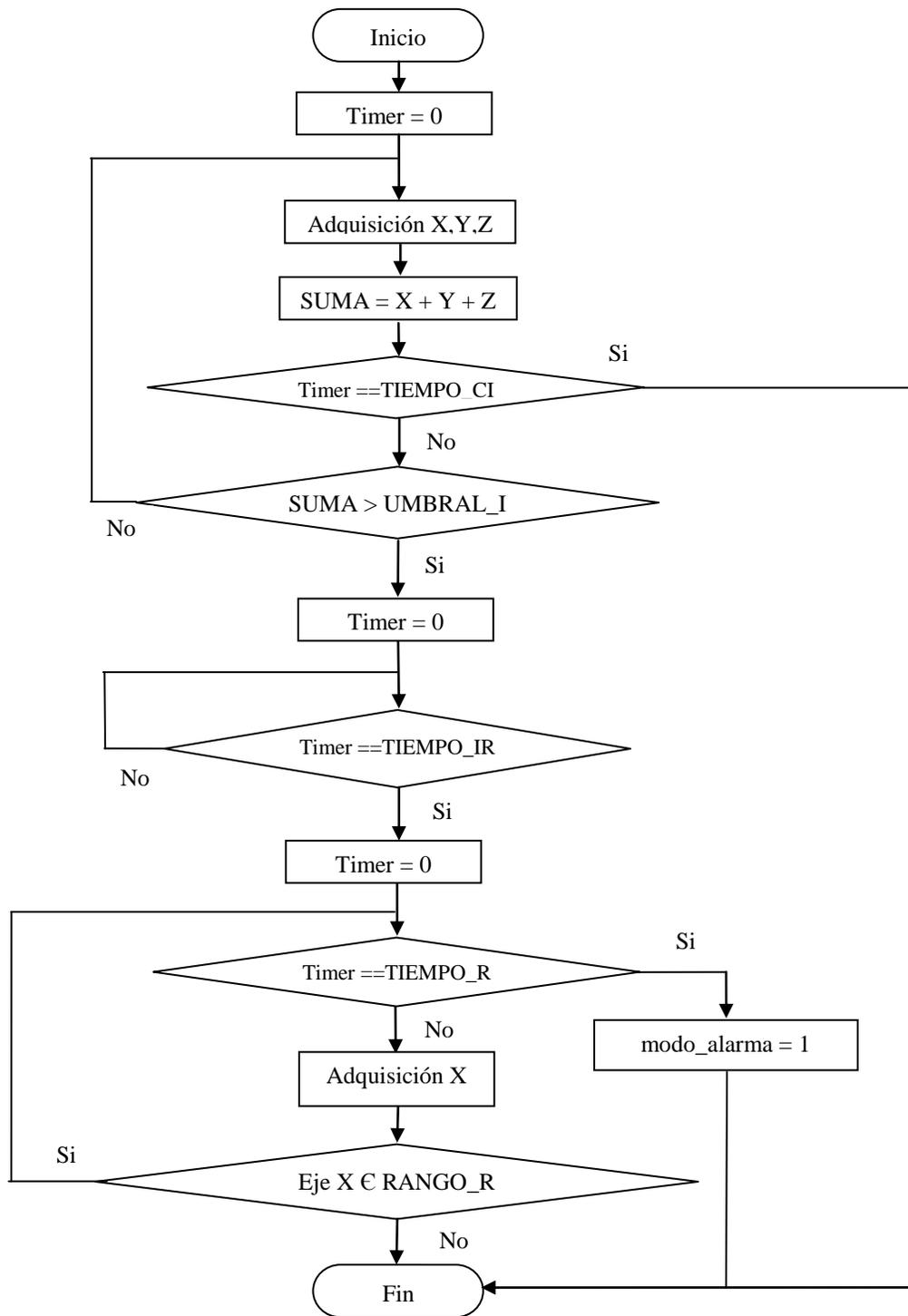


Figura 15. Diagrama de flujo de Algoritmo de detección de caída.

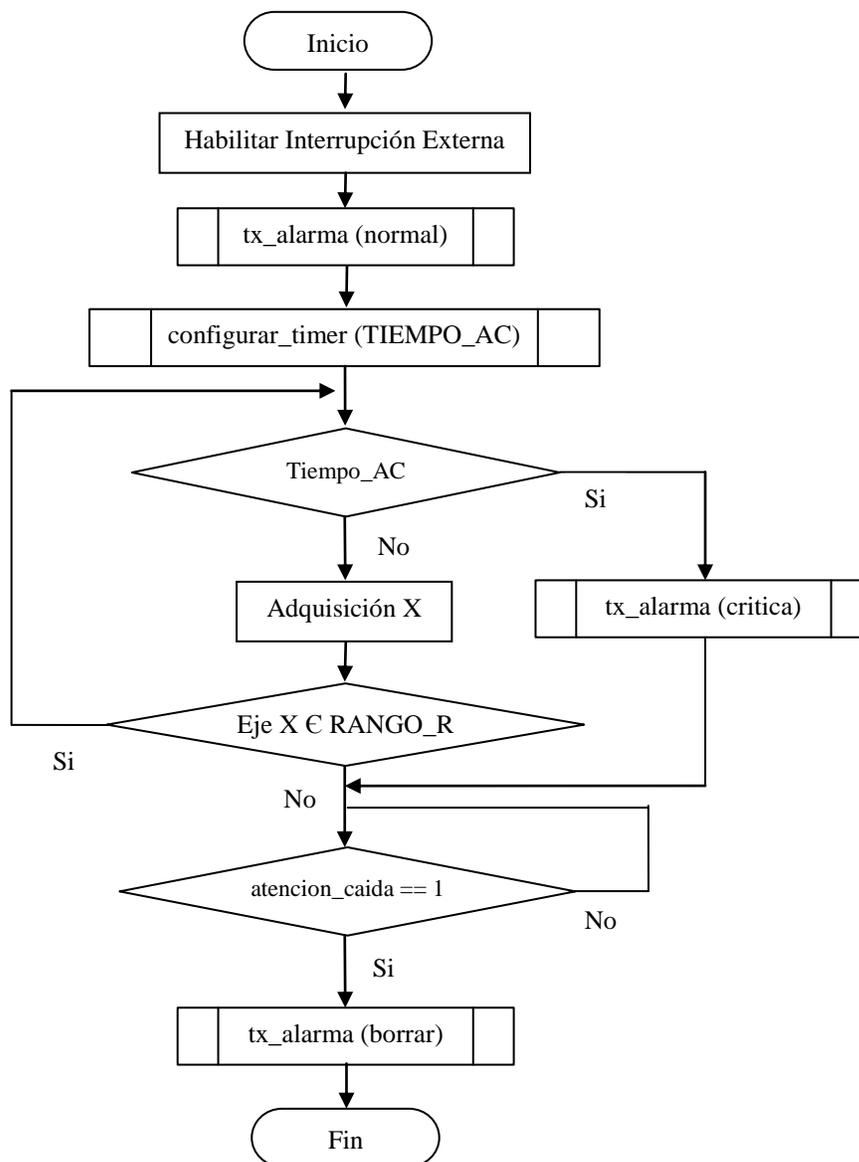


Figura 16. Diagrama de flujo de Alarma

El algoritmo de detección de caída utilizado para detectar la caída por medio de un acelerómetro tri-axial es el siguiente:

1. El sistema por medio del conversor análogo digital obtiene los datos correspondientes a los ejes X, Y y Z y realiza la suma de las tres componentes (**SUMA**).
2. El sistema evalúa (durante un **TIEMPO_CI**) si **SUMA** (suma de las aceleraciones en X, Y y Z) supera el umbral de impacto (**UMBRAL_I**). Si transcurre un tiempo superior a

TIEMPO_CI sin detectarse un impacto, la bandera modo_alarma continua en estado bajo.

3. Tras la detección del impacto, el sistema espera un **TIEMPO_IR** antes de evaluar la etapa Reposo y Posición Horizontal.
4. Luego, durante un tiempo igual a **TIEMPO_R** evalúa si el Eje X se encuentra dentro de un rango de reposo, **RANGO_R**, si esta condición se cumple, cambia a estado alto la bandera modo_alarma. En caso contrario, el sistema no detecta una caída y la bandera modo_alarma continua en estado bajo.

Cuando el algoritmo de detección de caída detecta una incidencia, la bandera modo_alarma toma un estado alto y la subrutina alarma entra en funcionamiento:

1. Se habilita la interrupción externa INT correspondiente al pulsador de atención de caída del dispositivo portable.
2. Se envía una alarma de tipo normal al sistema central de aviso, con la información correspondiente del paciente que ha sufrido el accidente.
3. Luego, durante un tiempo igual a **TIEMPO_AC** evalúa si el Eje X se encuentra dentro de un rango de reposo, **RANGO_R**, si esta condición se cumple, se envía una alarma tipo crítica. En caso contrario, el sistema realiza el siguiente paso.
4. Finalmente, el sistema queda en espera de un estado alto en la bandera atencion_caída. Al ser oprimido el pulsador del sistema, se genera la interrupción externa INT y la bandera atencion_caída toma un estado alto permitiendo el envío de borrar.

4.1.5 ESQUEMÁTICO DEL DISPOSITIVO PORTABLE

A continuación se muestra el esquemático del dispositivo portable. Se puede observar la fuente de alimentación del circuito (batería tipo *coin*), donde VCC-3V, el acelerómetro ADXL, el módulo de transmisión XBee, el pulsador de atención de caída y el MCU con un conector para programación.

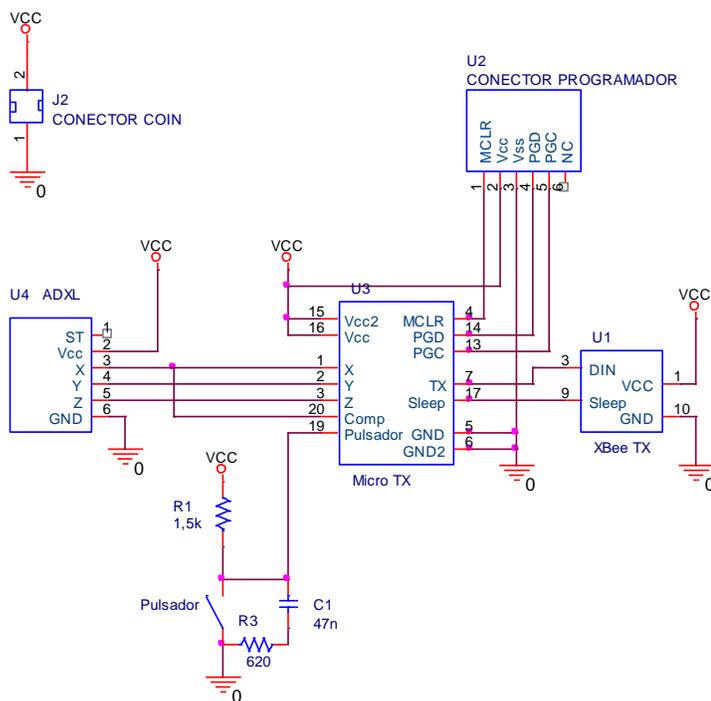


Figura 17. Esquemático del dispositivo portable

4.2 ENLACE DE COMUNICACIÓN

Aunque la mayoría de artículos encontrados no consideran la transmisión inalámbrica como parte del sistema, se encontraron dos artículos que utilizan *Bluetooth*:

“Wearable device for real-time monitoring of human falls” [6] y “Development of Novel Algorithm and Real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly” [8].

Para este proyecto se consideraron cuatro tipos de comunicación inalámbrica en Radio Frecuencia (RF). El primer sistema son los Módulos XBee de *MaxStream*, el segundo los módulos XBee-PRO del mismo fabricante, el tercero son los microcontroladores rfPIC12F675-rfRXD0920 que trabajan a 915 MHz y el cuarto es el sistema *Bluetooth*. Se optó por utilizar los módulos XBee luego de realizar un estudio comparativo que se muestra en el siguiente apartado.

4.2.1 COMPARACIÓN ENTRE SISTEMAS DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

El primer y segundo sistema están compuestos por dos módulos XBee y XBee-PRO que trabajan bajo el estándar de comunicación IEEE 802.15.4. El tercero consta de dos microcontroladores (rfPIC12F675 y rfRXD0920) los cuales trabajan con transmisión RF a 915MHz con modulación ASK y FSK. El cuarto sistema comprende dos módulos que trabajan a 2.4GHz basados en el protocolo *Bluetooth*. A continuación se muestra el estudio comparativo entre los cuatro sistemas de comunicación.

Precio de sistema:

Tabla 7. Precios de XBee por unidad y centena.

XBee	Precio x 1 USD	Precio x 100 USD
MODULE XBEE (Rx)	19,00	1.900,00
MODULE XBEE (Tx)	19,00	1.900,00
TOTAL	38,00	3.800,00

Tabla 8. Precios de XBee-PRO por unidad y centena.

XBee-PRO	Precio x 1 USD	Precio x 100 USD
MODULE XBEE (Rx)	32,00	3.200,00
MODULE XBEE (Tx)	32,00	3.200,00
TOTAL	64,00	6.400,00

Tabla 9. Precios para rPIC12F675 - rRXD0920 por unidad y centena.

RF y RX 915 MHZ	Precio x 1 USD	Precio x 100 USD
FILTER SAW 915.000MHZ SMD	1,84	110,25
ANTENNA RUBBR DUCK 915MHZ TNC	15,00	1.164,00
CRYSTAL 28.259375 MHZ SMD	1,08	54,00
CONN JACK SMA 50 OHM EDGE MOUNT	3,69	241,69
RESISTENCIAS (10)	4,10	28,00
MICRO RX (RFRXD0920-I/LQ)	4,38	279,00
PIC18F2221-I/SS	3,54	221,00
FILTER 10.7 MHZ 280 KHZ BAND SMD	1,05	84,15
CAPACITORES (10)	6,20	36,80
INDUCTORES (10)	9,40	77,20
MICRO TX	4,50	280,00
HEADER ICD2 (AC162050)	25,00	25,00
TOTAL	79,78	2.601,09

Tabla 10. Precios para WT11 por unidad y centena

WT11	Precio x 1 USD	Precio x 100 USD
WT11 (Rx)	67,20	6.720,00
WT11 (Tx)	67,20	6.720,00
TOTAL	134,40	13.440,00

A continuación se resumen las especificaciones de los sistemas, tras lo cual se concluye que el sistema XBee/XBee-PRO aporta mayores ventajas como sistema de comunicación inalámbrica para este proyecto, debido a su bajo consumo comparado con el sistema *Bluetooth*, tamaño más reducido comparado con el sistema rPIC12F675 – rRXD0921, y su precio reducido comparado con ambos sistemas. El precio por unidad del sistema XBee reduce en un 71.7% los precios con respecto al sistema *Bluetooth* y un 52.5% con respecto al sistema rPIC12F675 – rRXD0921.

Además de estas ventajas, también hay que destacar el fácil remplazo de los módulos XBee por los XBee-PRO los cuales tienen un mayor alcance.

Para mayor información sobre el sistema de comunicación conformado por los microcontroladores rfPIC12F675 – rfRXD0920, referenciarse al ANEXO 1 .

Tabla 11. Comparación de especificaciones entre XBee y rfPIC12F675 - rfRXD0920.

SISTEMAS DE COMUNICACIÓN				
MODULOS	XBee	XBee-PRO	WT11	rfPIC12F675 – rfRXD0921
PROTOCOLO/STÁNDAR	IEEE 802.15.4	IEEE 802.15.5	<i>Bluetooth</i>	FCC 15.231
CONSUMO DEL TX(mA)	45	215	170	14
CONSUMO DEL SLEEP (µA)	< 10	< 10	1500	< 10
POTENCIA DE TX (dbm)	0	(+)20	(+)18	(+) 9
DIMENSIONES DEL TX (cmxcm)	2,4 x 2,8	2,4 x 3,3	1,4 x 3,5	3,6 x 6,5
TASA DE TRANSMISIÓN (kbps)	250	250	2000-3000	0-40
PRECIO DEL SISTEMA	38,00 USD	64,00 USD	134,40 USD	80,00 USD

Luego de este estudio comparativo, el bloque de comunicación se diseñó basado en dos módulos XBee de *Maxstream*, uno de transmisión ubicado en el Dispositivo Portable y otro de recepción ubicado en el Sistema central de Aviso. Estos módulos implementan el estándar IEEE 802.15.4. Los módulos trabajan a 2.4GHz la cual es una frecuencia de banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*). Las bandas ISM fueron definidas por la ITU (*International Transmission Union*) en donde se especifica que las aplicaciones a nivel internacional de esta banda deben estar reservadas para el campo Industrial, Científico o Médico [16]. Esta es la única de las tres bandas de frecuencia permitida por el estándar que tienen uso no regulado en todo el mundo. El estándar también asegura una tecnología de bajo consumo y una tasa de transferencia de 250kbps. Considerando que este proyecto se enfoca en una aplicación humana y que se envían tramas de tan solo 8 bits, no se requiere de una velocidad de transmisión mayor a 250kbps.

4.2.2 CONFIGURACIÓN DE LOS MÓDULOS XBEE/XBEE-PRO

A continuación se comenta brevemente la configuración que se eligió para los módulos de Tx y Rx utilizados en este proyecto. Esta información está basada en la hoja de especificaciones del producto [17].

Se ha configurado los módulos en modo de operación *Transparent*. Cuando se opera en este modo, todo dato que entre al módulo por DI (Pin 3) será enviado al RF TX *Buffer* y todo dato que se reciba será enviado al pin de salida DO (Pin 2). Antes de transmitir, los datos pueden retenerse en el DI *Buffer* hasta formar paquetes de envío. Hay tres formas en que estos paquetes pueden liberarse:

- Que no se reciban datos por un tiempo determinado por la variable RO (*Paquetization Timeout*). Si RO = 0, los datos se envían apenas lleguen los primeros 8 bits.
- Se reciban 800 bits.
- Se reciba el comando (GT + CC + GT) del usuario.

El parámetro de RO ha sido configurado como RO = 0, dado que los datos se deben enviar lo más pronto posible.

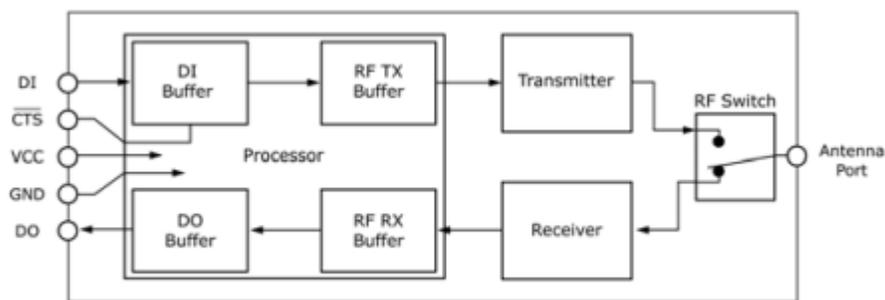


Figura 18. Diagrama de Flujo de Información entre módulos XBee/XBee-PRO [17]

Ya que la red no requiere de un dispositivo coordinador, se han sincronizado los módulos según la configuración *NonBeacon*, donde los módulos se sincronizan sin necesidad de relaciones de *master/slave*. La arquitectura *peer-to-peer* de *Maxstream* garantiza tiempos de sincronización y tiempos de inicialización de transmisión rápidos.

La recepción de los módulos XBee ha sido configurada en modo *Unicast* debido a que el prototipo creado para este proyecto sólo requiere de un transmisor y un receptor. En el modo *Unicast* los módulos de recepción envían un ACK (*acknowledgment*) a los transmisores cuando el paquete de caracteres es recibido. Si el transmisor no recibe el ACK, re-enviará los datos hasta tres veces o hasta que reciba un ACK. Para que los módulos se comuniquen se requiere que la *Destination Adress Low* (DL) del transmisor sea igual a la *Sourse Adress* (MY). Cuando el

proyecto se implemente como un producto, con una red de usuarios mayor, la configuración se debe hacer en modo *broadcast*.

Las direcciones pueden variar en tamaño dependiendo del número de módulos que tenga la red. El parámetro *Destination Adress High* (DH) = 0 para direcciones de 16 bits. Si es distinto de cero, *Destination Adress* (DH+DL) deberá coincidir con la *Sourse Adress* (SH+SL), donde MY debe ser 0xFFFF o 0xFFFE.

La configuración de parámetros se ha hecho así:

Tabla 12 Configuración de Adressing en módulos XBee utilizados.

Parámetro	Módulo Transmisor	Módulo Receptor
MY	0x01	0x02
DL	0x02	0x01
DH	0	0

El modulo transmisor se configuró en modo *Sleep*. En este modo existen tres configuraciones las cuales se muestran en la *Tabla 13*. Se utilizó la primera configuración, en la cual el modo *Sleep* es controlado por el voltaje externo del pin9. Este modo garantiza el menor consumo de corriente (<10µA) e incluye un tiempo de 15ms necesario para salir del modo *Sleep*. Como se ilustra en el esquemático del Dispositivo Portable (apartado 4.5.1) el *Sleep* está controlado por el pin17 del MCU.

Tabla 13 Configuración de modo Sleep en módulos XBee/XBee-PRO [17]

Sleep Mode Setting	Transition into Sleep Mode	Transition out of Sleep Mode (wake)	Characteristics	Related Commands	Power Consumption
Pin Hiberate (SM = 1)	Assert (high) Sleep_RQ (pin 9)	De-assert (low) Sleep_RQ	Pin/Host-controlled / NonBeacon systems only / Lowest Power	(SM)	< 10 µA (@3.0 VCC)
Pin Doze (SM = 2)	Assert (high) Sleep_RQ (pin 9)	De-assert (low) Sleep_RQ	Pin/Host-controlled / NonBeacon systems only / Fastest wake-up	(SM)	< 50 µA
Cyclic Sleep (SM = 4 - 5)	Automatic transition to Sleep Mode as defined by the SM (Sleep Mode) and ST (Time before Sleep) parameters.	Transition occurs after the cyclic sleep time interval elapses. The time interval is defined by the SP (Cyclic Sleep Period) parameter.	RF module wakes in pre-determined time intervals to detect if RF data is present / When SM = 5, NonBeacon systems only	(SM), SP, ST	< 50 µA when sleeping

4.2.3 TIPOS DE MENSAJES DE TRANSMISION

Existen tres tipos de mensajes que se transmiten por el enlace de comunicación. El primero es el mensaje que activa una alarma normal en el sistema central de aviso después de que el dispositivo portable haya detectado una caída. El segundo es un mensaje que activa la alarma crítica si el paciente sigue en posición horizontal después de 10s luego de una caída. Y el tercero es un mensaje que desactiva la alarma de un determinado paciente, ya sea normal o crítica, después de que se atiende la caída del paciente al oprimir el pulsador en el dispositivo portable.

Cualquier mensaje de transmisión consta de 8 bits. Los dos primeros bits más significativos informan si el mensaje que se está enviando es una atención caída (10) o una alarma (1X), el tercer y cuarto bit informan si la alarma es crítica (11) o normal (01). El *Nibble* menos significativo representa el código del paciente. A continuación se muestran las diferentes configuraciones de los bits para un ejemplo de un paciente con identificación #7:

<i>1° Nibble</i>	<i>2° Nibble</i>		
1000	0111	→	Atención caída
0X11	0111	→	Alarma crítica
0X01	0111	→	Alarma normal

Dado que para el prototipo de este proyecto se utilizó un *display* 7-segmentos, se pueden visualizar únicamente 10 códigos de pacientes (0-9). Luego el *Nibble* menos significativo únicamente es válido para valores menores o iguales a 9. Si llegan mensajes donde el *Nibble* más significativo no concuerda con una de las tres opciones de configuración mostradas anteriormente serán descartados.

4.3 SISTEMA CENTRAL DE AVISO

Este bloque es el encargado de recibir la señal por medio del receptor XBee, activar la alarma sonora y el *display*. El *display* es un 7-segmentos cátodo común de 4''. A través de la alarma sonora y el *display*, se alerta el número de la habitación de paciente o el código que identifique a dicho paciente. Las características de los tres tipos de alarmas son:

- Alarma normal: Visualización del código del paciente en *display* de manera continua y la emisión de la alarma sonora, la cual se activa durante un tiempo de 400 ms cada 1.6s.
- Alarma crítica: Visualización del código del paciente en el *display* de modo intermitente por medio de dos pulsos de 400ms c/u y la emisión de la alarma sonora, la cual se activa durante un tiempo de 400 ms cada 1.6s.
- Atención caída: Desactivación de la alarma, crítica o normal del paciente al que se le ha oprimido el pulsador.

4.3.1 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA CENTRAL DE AVISO

El Sistema Central de Aviso se alimenta utilizando una fuente de *switcheo* marca DYNALF con las siguientes especificaciones:

$$\text{Input} = 120\text{VAC} \quad 60\text{Hz}$$

$$\text{Output} = 18\text{VDC} \quad 1\text{A}$$

Se utilizaron dos reguladores LM317. El primero regula los 12V que se utilizan para alimentar la etapa de salida y el segundo los 3V que alimentan el MCU y el modulo de recepción XBee.

En la *Figura 19* se muestra el esquemático de la configuración del sistema de alimentación.

Los cálculos de las resistencias de esta configuración se hicieron basándose en la ecuación (4.3):

$$V_{out} = V_{ref} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) + I_{ADJ} R_2 \quad (4.2)$$

Luego

$$R_1 = R_2 / \left(\frac{V_{out} - I_{ADJ} R_2}{V_{ref}} - 1 \right) \quad (4.3)$$

Tomada de [23], donde $V_{ref} = 1.25\text{V}$ y la corriente $I_{ADJ} = 100\mu\text{A}$.

De la ecuación (4.3), para el primer regulador (U1) se tiene que:

$$V_{IN} = 18V, \quad R_1 = R_2 \left/ \left(\frac{V_{out} - I_{ADJ} R_2}{V_{ref}} - 1 \right) \right. = 3.3k\Omega \left/ \left(\frac{12V - 100\mu A \cdot 3.3k\Omega}{1.25V} - 1 \right) \right. = 395\Omega \quad (4.4)$$

Para el segundo regulador (U2) se tiene:

$$V_{IN} = 12V, \quad R_3 = R_4 \left/ \left(\frac{V_{out} - I_{ADJ} R_4}{V_{ref}} - 1 \right) \right. = 330\Omega \left/ \left(\frac{3V - 100\mu A \cdot 330\Omega}{1.25V} - 1 \right) \right. = 240\Omega \quad (4.5)$$

Se utilizan condensadores de desacople a la salida de cada regulador con el fin de proteger al circuito de cambios de voltaje a alta frecuencia. Para el primer regulador se utiliza un condensador cerámico de 100nF y otro de electrolítico de 100μF en paralelo con la fuente de 12V. Esta fuente alimenta los colectores de los transistores de la etapa de salida hacia el *display*. Cada segmento del *display* consume 7.5mA.

Para el segundo regulador se utilizaron otros dos condensadores, uno cerámico de 100nF y otro electrolítico de 1uF en paralelo con la fuente de 3V que alimenta el MCU y el XBee. Todos los condensadores de desacople fueron ubicados lo más cercano posible a los componentes que están alimentando sus fuentes para evitar la influencia de ruido por inductancias y resistencias parásitas.

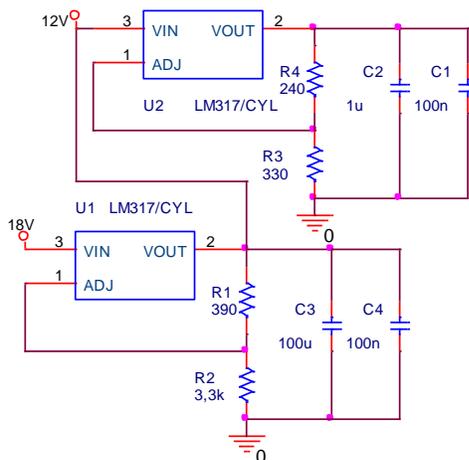


Figura 19. Configuración de reguladores LM317

4.3.2 ETAPA DE SALIDA DEL SISTEMA CENTRAL DE AVISO

El 7-segmentos y la alarma son controladas por el MCU PIC16F688, con una etapa de salida compuesta por 8 transistores, los cuales están polarizados en saturación cuando la salida del MCU es de 3V (*Output High Voltage* con $V_{dd}=3V$) y en corte cuando la salida sea 0V (*Output Low Voltage*). Luego cada transistor funciona como un *switch ON/OFF* encendiendo y apagando la alarma sonora y cada segmento del *display*.

La configuración de los transistores se muestra en la *Figura 20*. Los valores medidos de corrientes y voltajes en modo saturación son:

$$\begin{aligned} V_{MCU} &= 2.8V \\ V_b &= 0.8V & V_c &= 90\text{ mV} \\ I_b &= 1.33\text{ mA} & I_c &= 17.51\text{ mA} \end{aligned}$$

Según las hojas de especificaciones de los transistores 2N3904, para valores de corriente de colector cercanos a 10mA, la condición de saturación está dada por un voltaje colector-emisor de máximo 0.2V, y la relación entre las corrientes de base y de colector está dada según la siguiente ecuación:

$$I_b \times \beta \gg I_c \quad (4.6)$$

Donde β toma valores entre 100 y 300. Para el caso más crítico de $\beta = 100$, la ecuación (4.6) es:

$$I_b \times \beta = 1.33\text{mA} \times 100 = 133\text{mA}$$

Como $133\text{ mA} \gg 17.1\text{ mA}$ y el voltaje colector emisor medido es $V_{ce} = 0.09\text{ V}$, se comprueba que los transistores trabajan en región de saturación cuando los puertos de salida del MCU están en alto.

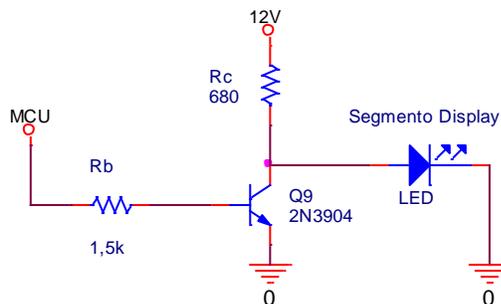


Figura 20. Configuración switch de transistores.

Cuando los transistores están en corte, es decir que el MCU tiene 0V a su salida, el segmento del *display* controlado por el colector del transistor quedará encendido. En el momento de estar encendido, la corriente consumida por cada segmento es de 8mA, corriente que suministra la fuente de 12V.

4.3.3 DIAGRAMA DE FLUJO DEL SISTEMA CENTRAL DE AVISO

En este apartado se presenta los diagramas de flujo generales de las principales rutinas del código correspondiente al sistema central de aviso.

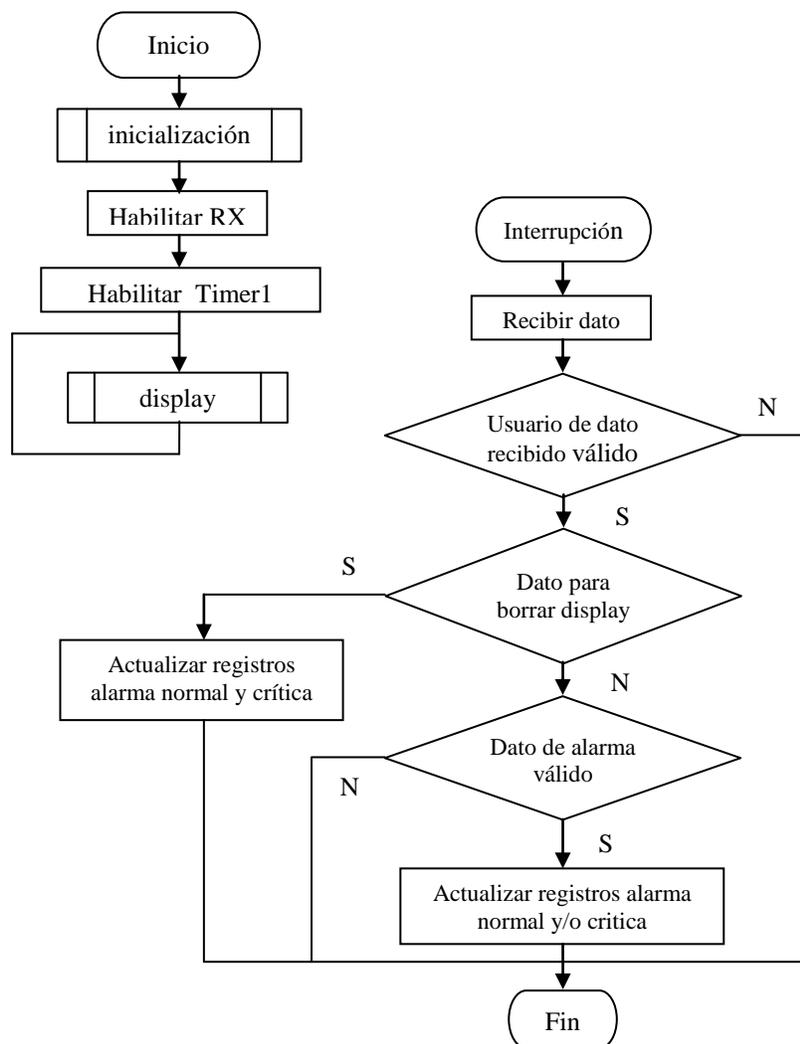
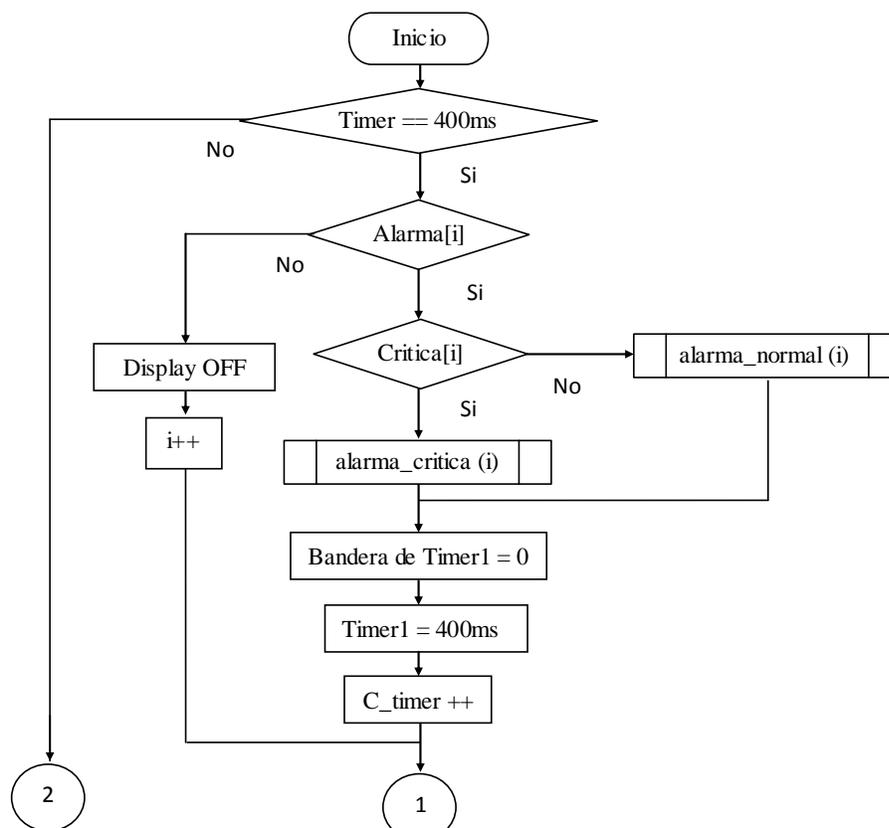


Diagrama de flujo de Main e interrupción

En la *main* son evocadas dos subrutinas **inicialización** y **display**. La subrutina inicialización configura el MCU e inicializa los registros **alarma[10]** y **critico[10]**, en los cuales cada posición corresponde a un paciente, indicando el estado de alarma normal y alarma critica de cada uno. Estos registros son el pilar del funcionamiento del sistema central de aviso ya que la información que proporcionan permite habilitar o no el *display* y aviso sonoro del sistema. Estos registros son actualizados por medio de una rutina de interrupción por recepción de EUART, el dato recibido como fue descrito en el apartado 4.2.3 tiene un formato especial que permite identificar el paciente, y el tipo de alarma enviado.

En la rutina de interrupción se evalúa si el dato recibido cumple con el formato descrito, evitando el procesamiento de datos erróneos y por ende falsos positivos indeseados en el sistema, luego de validar cada una de las condiciones, el sistema actualiza los registro **alarma** y **critico** del paciente correspondiente, poniendo un estado alto si se ha presentado una caída o un estado bajo en el caso de una atención de caída. Finalmente la rutina interrupción llega a su fin y el sistema continua en el punto del código principal (*main*) en el cual se encontraba antes de presentarse la interrupción. A continuación es presentado en detalle el diagrama de flujo correspondiente a la subrutina *display*:



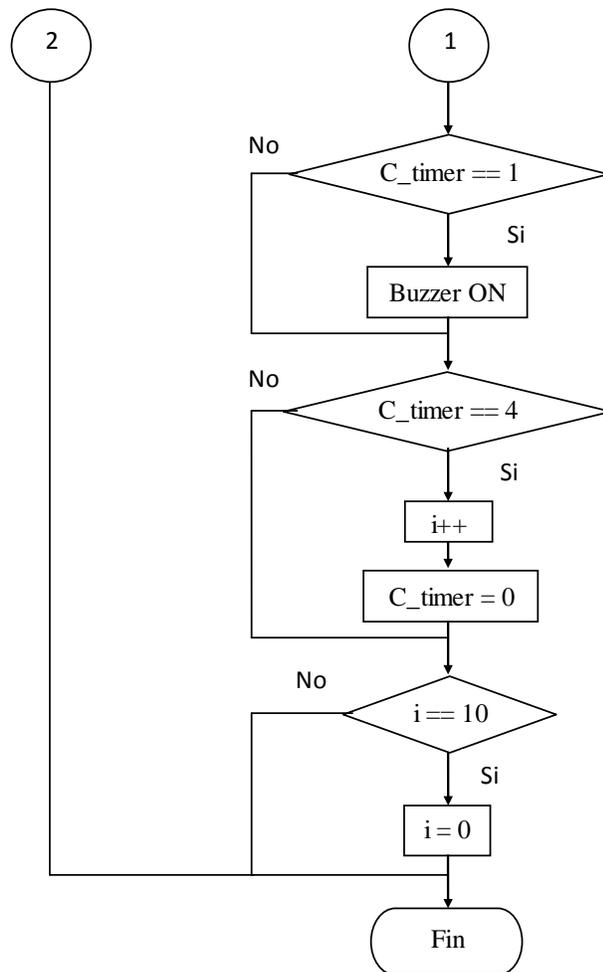


Diagrama de flujo de Display

La subrutina *display* como se puede observar en el diagrama de flujo del *main* y *display*, permanece en un ciclo recorriendo los registros **alarma** y **crítico** para los diez pacientes. De acuerdo a la información contenida en estos registros, son evocadas las subrutinas *alarma_normal* o *alarma_critica*; si los campos para un paciente en los registros **alarma** y **crítico** se encuentra en estado alto y bajo respectivamente, es evocada la subrutina *alarma_normal*, por su parte si ambos registros se encuentran en estado alto, es evocada la subrutina *alarma_critica*.

La subrutina *alarma_normal*, presenta en el *display* el código correspondiente al paciente que ha sufrido una caída y genera un pulso de 400ms en la alarma sonora cada 1.6s. Por su parte, la subrutina *alarma_critica*, presenta intermitentemente en el *display* (pulsos de 400ms) el código correspondiente al paciente que ha sufrido una caída y genera un pulso de 400ms en la alarma sonora cada 1.6s.

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Las pruebas finales tienen como objetivos analizar el comportamiento del sistema, determinar sus especificaciones eléctricas y confirmar el cumplimiento de los objetivos generales y específicos del proyecto.

Se hicieron pruebas al enlace de comunicación con el fin de comprobar el alcance inalámbrico del sistema, al dispositivo portable se le hicieron pruebas de consumo para determinar la vida útil de la batería y por último se le hicieron pruebas al sistema completo para verificar que se detecten correctamente las caídas de los pacientes y para determinar el porcentaje de falsas alarmas que se producen.

5.1 PRUEBAS PARA EL ENLACE DE COMUNICACIÓN Y EL SISTEMA CENTRAL DE AVISO

Se realizaron pruebas de alcance del Enlace de Comunicación, en estas pruebas el Dispositivo Portable se alejó gradualmente del Sistema Central de Aviso aumentando su distancia radial cada 10m. El alcance de comunicación en línea de vista fue de 120m y de 20m con obstáculos. Estas distancias se consideran suficientes para cubrir las dimensiones de un centro geriátrico. Dado el caso de requerir un mayor alcance, los módulos XBee pueden ser reemplazados por XBee-PRO sin ningún cambio adicional al diseño del sistema.

5.2 PRUEBAS DE CONSUMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE

Considerando que el dispositivo portable está diseñado para ser alimentado por medio de baterías de litio tipo *coin* con un voltaje nominal de 3V y una capacidad de 620 mAh, es necesario comprobar su consumo con el fin de determinar la vida útil de la batería utilizada.

Con el fin de medir el consumo total del dispositivo portable para los diferentes modos de operación del MCU y el XBee, se manipuló el código final de tal manera que fueran abarcadas las cinco posibles combinaciones de modos de operación que se muestran en la *Tabla 14*. Para cada combinación se programó el MCU y se midió el consumo de corriente total del dispositivo.

A partir de los valores obtenidos y la ecuación (5.1), se realizaron los cálculos de vida útil de la batería. Los datos de consumo de corriente y vida útil se muestran en la *Tabla 14*.

$$\text{Vida útil de la batería} = \frac{\text{Carga nominal de la batería}}{\text{Consumo de corriente}} \quad (5.1)$$

Tabla 14. Consumo medido según diferentes modos de operación.

Modos de operación	MCU	Xbee	Transmisión	Consumo (mA)	Vida útil de la batería (h)
1	<i>Sleep</i>	<i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	0,57	1087.71
2	No <i>Sleep</i>	<i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	1,7	364.71
3	<i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	52,7	11.76
4	No <i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	53,8	11.52
5	No <i>Sleep</i>	No <i>Sleep</i>	<i>Sleep</i>	54,4	11.39

De la *Tabla 14* se concluye que el consumo del dispositivo portable depende principalmente del modo de operación en que se encuentre el módulo de transmisión XBee. Cuando el XBee está en modo *Sleep*, la mayor corriente que consume el dispositivo es de 1,7mA, mientras que si está encendido el consumo aumenta 52,1mA. Luego el XBee representa el 96,8% del consumo. También se observa que la transmisión de la alarma aporta únicamente 0,6mA al consumo del dispositivo, lo cual representa el 1,1% del consumo total durante la transmisión.

A partir de las pruebas de funcionamiento realizadas al sistema total [apartado 5.3] se concluyó que el sistema se encontrará principalmente en el modo de operación 1, donde el MCU y el XBee se encuentran en modo *Sleep*. Por lo tanto, el dispositivo portable tendrá una autonomía cercana a 1087.71 horas, es decir, 45 días.

5.3 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Se hicieron tres módulos de pruebas con el fin de comprobar el funcionamiento del sistema. El primero consistió en un grupo de 8 voluntarios que utilizaron el dispositivo portable de detección de caídas y se sometieron a pruebas de AD (Actividades Diarias) para determinar si el sistema ocasionaba falsas alarmas. En la *Tabla 4* del apartado 4.1.4 se muestran las AD que hacen parte de la rutina diaria de una persona de la tercera edad. Estas AD fueron utilizadas para este primer módulo de pruebas.

Se le pidió a los voluntarios que realizaran el siguiente circuito tres veces consecutivas: caminar hacia una silla, sentarse en ella, levantarse y caminar hacia un objeto ubicado en el suelo, recogerlo y volverlo a dejar en su puesto, caminar hacia una cama, acostarse y levantarse de ella. Esto da como resultado una muestra de 24 circuitos en total.

En la *Tabla 15* se muestran los resultados de este primer módulo de pruebas, donde se observa que durante todo el módulo el sistema no tuvo falsas alarmas. Se utilizaron cinco hombres y cinco mujeres de diferentes pesos, estaturas y edades las cuales están especificadas en la misma tabla.

Tabla 15. Resultados del primer modulo de pruebas

Voluntario #	Género	Peso (kg)	Estatura (m)	Edad (años)	Circuito1	Circuito2	Circuito3
1	F	54	1,59	24	No Alarma ⁷	No Alarma	No Alarma
2	F	55	1,61	35	No Alarma	No Alarma	No Alarma
3	F	73	1,7	24	No Alarma	No Alarma	No Alarma
4	F	59	1,66	19	No Alarma	No Alarma	No Alarma
5	M	66	1,68	23	No Alarma	No Alarma	No Alarma
6	M	90	1,75	45	No Alarma	No Alarma	No Alarma
7	M	78	1,7	38	No Alarma	No Alarma	No Alarma
8	M	95	1,75	55	No Alarma	No Alarma	No Alarma

El segundo módulo de pruebas consiste en la detección de falsas alarmas mientras el sistema es utilizado por una voluntaria durante un tiempo prolongado. Se le pidió a la voluntaria # 1 de la *Tabla 15* que utilizara el dispositivo portable durante 6 horas en su hogar, mientras realizaba sus actividades de la vida diaria. Al igual que en el módulo anterior, en estas pruebas no se registraron falsas alarmas.

El tercer y último módulo de pruebas tiene como objetivo determinar si el sistema detecta correctamente las caídas. Los autores de este proyecto que corresponden al voluntario 1y 6 de la *Tabla 15* simularon los tres tipos de caídas mostrados en la *Tabla 16*. La prueba consistió en efectuar cada tipo de caída tres veces, verificando si el sistema inicialmente activaba una alarma normal, y luego permanecieron en el suelo inmóviles por más de 10 segundos para verificar la activación de la alarma crítica.

⁷ No Alarma: No hubo falsas alarmas.

Tabla 16. Caídas efectuadas en el tercer módulo de pruebas.

Caídas	Terminando hacia la derecha
	Terminando hacia la izquierda
	Terminando hacia abajo
	Terminando hacia arriba

En la *Tabla 17* se muestran los resultados del tercer módulo de pruebas, donde se puede observar que el sistema detectó correctamente todas las caídas. De las 24 simulaciones de caídas, cuatro no activaron la alarma crítica. Suponemos que esto se debe a que el voluntario se haya movido en los diez segundos de reposo que se requieren para activar la alarma crítica.

Tabla 17. Resultados del tercer módulo de pruebas.

Caídas	Voluntaria #1		Voluntario #6		
	Alarma Normal	Alarma Crítica	Alarma Normal	Alarma Crítica	
Terminando hacia la derecha	1	Activada	Activada	Activada	Activada
	2	Activada	No Activada	Activada	Activada
	3	Activada	Activada	Activada	Activada
Terminando hacia la izquierda	1	Activada	Activada	Activada	Activada
	2	Activada	Activada	Activada	Activada
	3	Activada	No Activada	Activada	No Activada
Terminando hacia abajo	1	Activada	Activada	Activada	Activada
	2	Activada	Activada	Activada	Activada
	3	Activada	Activada	Activada	Activada
Terminando hacia arriba	1	Activada	Activada	Activada	Activada
	2	Activada	Activada	Activada	No Activada
	3	Activada	Activada	Activada	Activada

El sistema tiene cuatro posibles resultados:

1. Positivo Verdadero (PV): Ocurre una caída y el sistema activa la alarma correspondiente.
2. Positivo Falso (PF): Ocurre una AD, pero el sistema activa una alarma.
3. Negativo Verdadero (NV): Ocurre una AD y el sistema no activa ninguna alarma.
4. Negativo Falso (NF): Ocurre una caída y el sistema no activa ninguna alarma.

De estos cuatro posibles resultados, se tienen dos criterios de evaluación: [18]

$$Sensitivity = \frac{PV}{PV+NF} \times 100 \quad (5.2)$$

$$Specificity = \frac{NV}{NV+PF} \times 100 \quad (5.3)$$

Este análisis de resultados no es un estudio estadísticamente viable, sin embargo ofrece una información general sobre el comportamiento del sistema ante los posibles resultados. En los datos correspondientes a la activación de la alarma normal mostrados en la *Tabla 15* y la *Tabla 17* se tiene que:

$$PV = 24^{(8)}$$

$$PF = 0$$

$$NV = 24^{(9)}$$

$$NF = 0$$

Luego la *Sensitivity* y *Specificity* dada por la ecuación (5.2) y (5.3) respectivamente, con respecto a la activación de una alarma normal es:

$$Sensitivity1 = \frac{24}{24+0} \times 100 = 100\% \quad (5.4)$$

$$Specificity2 = \frac{24}{24+0} \times 100 = 100\% \quad (5.4)$$

⁸ Valor equivalente a las 24 veces que se activó la alarma normal tras una caída.

⁹ Valor equivalente a las 24 veces que no se activó la alarma normal tras una AD.

En los datos correspondientes a la activación de la alarma crítica mostrados en la *Tabla 15* y la *Tabla 17* se tiene que:

$$PV = 20^{(10)}$$

$$PF = 0$$

$$NV = 24^{(11)}$$

$$NF = 4^{(12)}$$

Luego la *Sensitivity* y *Specificity* dada por la ecuación (5.2) y (5.3) respectivamente, con respecto a la activación de una alarma crítica es:

$$Sensitivity_3 = \frac{20}{20+4} \times 100 = 83.3\% \quad (5.4)$$

$$Specificity_4 = \frac{24}{24+0} \times 100 = 100\% \quad (5.4)$$

¹⁰ Valor equivalente a las 20 veces que se activó la alarma crítica tras una caída.

¹¹ Valor equivalente a las 24 veces que no se activó la alarma crítica tras una AD.

¹² Valor equivalente a las 4 veces que no se activó la alarma crítica tras una caída.

6. CONCLUSIONES

En este trabajo de grado se desarrolló un sistema que detecta las caídas de las personas de la tercera edad para ser utilizado dentro de un centro geriátrico. El proyecto se basó en tres bloques principales: un dispositivo portable que se amarra al cinturón del paciente, un sistema central de aviso que será el encargado de alertar al personal del centro geriátrico de que ha ocurrido una caída y un enlace que permita la comunicación entre varios dispositivos y el sistema central.

El dispositivo portable se diseñó para que detectara todas las caídas de una paciente al igual que disminuyera la detección de falsas alarmas debido a que este debe ser utilizado por el paciente mientras ejecuta sus actividades diarias. Dado que la orientación del dispositivo portable afecta la detección de una posible caída, se podría implementar un algoritmo de detección de caída más robusto, donde el mismo dispositivo portable fuera capaz de auto-calibrarse. De esta manera los leves cambios de orientación no afecten la activación de la alarma al momento de ocurrir una caída.

El enlace de comunicación utiliza dos módulos de transmisión y recepción XBee de *Maxstream* los cuales tienen un alcance de 20m en recinto cerrado tras las pruebas de comunicación. Sin embargo, esta distancia varía dependiendo del material de construcción del recinto, por lo cual se considera que para la proyección del proyecto hacia un mercado, serían necesarias unas pruebas más exhaustivas de alcance. También se puede desarrollar una aplicación en el sistema donde se alerte al personal geriátrico y/o al paciente en el momento que este se salga del rango de cobertura del enlace de comunicación.

Cuando el sistema requiera de una expansión, los módulos de comunicación deben ser configurados en modo *Broadcast* y podrán ser remplazados por los XBee-PRO que tienen un mayor alcance. En este caso, también se podrá adaptar el sistema para que abarque las necesidades de un centro geriátrico con más de diez pacientes al utilizar un *display* de dos dígitos en el sistema central de aviso.

Dado que el ruido en el sistema de comunicación puede ocasionar un cambio en el mensaje recibido, se tomaron precauciones para evitar que este cambio ocasione la activación de una

alarma equivocada. Sin embargo, se podrían implementar más mecanismos para detectar y corregir los posibles errores del mensaje.

Dado que la aplicación de este proyecto está enfocada a la salud, es muy importante que el sistema central de aviso cuente con una fuente de alimentación de respaldo en caso de que el suministro de energía de la línea se vea interrumpido. Dado que la alimentación del dispositivo portable es una batería, es necesario implementar una futura aplicación que permita alertar al paciente y/o el personal del centro geriátrico cuando sea necesario cambiar o recargar la batería.

Los resultados de *sensitivity* y *specificity* obtenidos en este proyecto son del mismo orden que los obtenidos en los otros proyectos de detección de caídas consultados para este trabajo. Con el valor agregado de aportar a una necesidad biomédica de la tercera edad por haber incluido un enlace de comunicación y un sistema central de aviso. Se considera como futuro desarrollo la elaboración de pruebas en un centro geriátrico con personas de la tercera edad para observar el comportamiento del sistema en un medio real.

Se presentan otras necesidades biomédicas para la atención de la tercera edad fuera de centros geriátricos. Este proyecto puede considerarse como una de las bases para el desarrollo de futuros proyectos que busquen la cobertura de estas necesidades.

7. BIBLIOGRAFÍA Y FUENTES DE INFORMACIÓN

- [1] *Ministerio de Protección Social. “Diagnostico Preliminar Sobre Personas Mayores, Dependencia y Servicios Sociales en Colombia.”*
- [2] *José Fernando Gómez M. Caídas en Colombia, un problema por identificar. En: Memorias del 5 Congreso Nacional e Internacional de Gerontología y Geriatria; 2002 Ago. 16-19; Bogotá: Revista de la Asociación Colombiana de Gerontología y Geriatria, Vol. 16. 2002. pp. 382-383.*
- [3] *O. Bruyere, et al. “Post-fracture management of patients with hip fracture: a perspective”, Current Medical Research and Opinion Vol. 24, No. 10. 2008: 2841–2851.*
- [4] *Montes-Castillo ML, Pérez Benítez MLI, Díaz-Barriga AS, Vázquez Jasso AJ. Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación 2000. 12: 16-20.*
- [5] *American Heart Association, CPR fact and statistics, <http://www.americanheart.org/presenter.jhtml?identifier=3034352>, Sep. (2009)*
- [6] *Chern-Sheng Lin, et al. “Wearable device for real-time monitoring of human falls”, Measurement 40, pages 831–840, 2007.*
- [7] *Ning Jia, “Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer”. Analog Dialogue 43-07, July (2009), pgs 1-7.*
- [8] *J.Y. Hwang, J.M. Kang, Y.W. Jang , H. C. Kim, “Development of Novel Algorithm and Real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly”, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.*
- [9] *ANALOG DEVICE, “MEMS Technology” http://www.analog.com/static/imported-files/glossary/Glossary_Terms.pdf*
- [10] *A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, G. ÓLaighin. “Direct measurement of human movement by accelerometry”, Medical Engineering & Physics 30 (2008) 1364–1386*
- [11] *Jay Chen, Karric Kwong, Dennis Chang, Jerry Luk, Ruzena Bajcsy, “Wearable Sensors for Reliable Fall Detection”. Proceedings of the 2005 IEEE, pgs. 3551-3554*
- [12] *Thomas Degen, Heinz Jaeckel, Michael Rufer and Stefan Wyz. “SPEEDY: A fall detector in a wrist watch”. Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers. 2003 IEEE, pgs 184-187*

- [13] A.K. Bourke, J.V. O'Brien, G.M. Lyons "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm", *Gait and Posture* 26, pages 194–199, 2007.
- [14] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck, C. Becker, "Evaluation of fall detector based on accelerometers: a pilot study", *Medical & Biological Engineering & Computing* 43, pages 548-551, 2005.
- [15] Panasonic, "Lithium Batteries Technical Handbook" página 40. Agosto, 2005
- [16] International Telecommunications Union, *Radiocommunication Sector (ITU-R)* <http://www.answers.com/topic/ism-band>, Sep. (2009)
- [17] MAXSTREAM, "XBee/XBee-PRO OEM RF Modules Datasheet".
- [18] Maarit Kangas, Irene Vikman, Jimmie Wiklander, Per Lindgren, Lars Nyberg, Timo Jamsa. "Sensitivity and specificity of fall detection in people aged 40 years and over". *Gait & Posture* 29 (2009) 571–574
- [19] A. Carlson, P. Crilly, J. Rutledge. "Sistemas de Comunicación" Cuarta Edición. Cap.7, 14.
- [20] Microchip AN868, "Designing Loop Antennas for the rPIC12F675". Microchip Technology, 2003.
- [21] Microchip AN860, "rfRXD0420 ASK Receiver Reference Design". Microchip Technology, 2003.
- [22] NexGen Ergonomics, *Vibration Analysis Toolset (VATS) Manual*.
- [23] National Semiconductors, "LM117/LM317A/LM317 3-Terminal Adjustable Regulator" Datasheet, 2008.
- [24] Energizer EN91, AA Battery Datasheet.
- [25] Maarit Kangas, Antti Konttila, Ilkka Winblad and Timo Jämsä. "Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection". *IEEE August* 23-26, 2007.

ANEXO 1. SISTEMA DE TRANSMISION INALÁMBRICA (rfPIC12F675-rfRXD0920)

El rfPIC12F675 tiene un transmisor RF a 915 MHz, el cual trabaja en una frecuencia que corresponde a la banda industrial, científica y médica (ISM band) según el *International Telecommunications Union* [16].

Se utiliza la modulación digital ASK o *Amplitud Shift Keying* que consiste en variar la amplitud de la portadora manteniendo la frecuencia y fase constantes, de tal manera que para un sistema binario se tendría el caso específico de OOK (*On/Off Key*) como se muestra en la *Ilustración 1*.

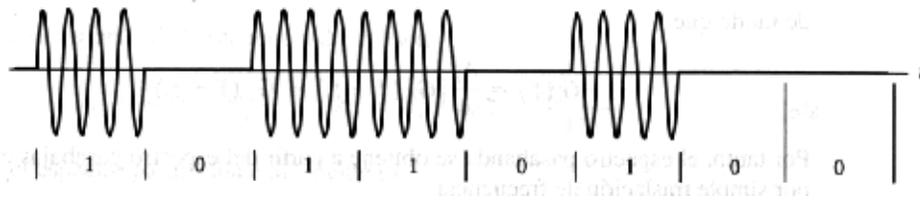


Ilustración 1. Modulación ASK [19]

Para la transmisión se utiliza una antena tipo *Loop*, basada en la hoja de aplicaciones del rfPIC12F675, microcontrolador que se usará para el procesamiento de la información. [20]

Para la recepción se utiliza un receptor superheterodino. Los cálculos de la frecuencia del oscilador local y la frecuencia imagen se muestran a continuación, basados en las aplicaciones del receptor rfRXD0420-0920 que se va a utilizar [21]:

Oscilador de Cristal

$$f_{rf} = 915\text{MHz (Radio Frecuencia)} \quad (\text{A.1})$$

$$f_{if} = 10.7\text{MHz (Frecuencia Intermedia)} \quad (\text{A.2})$$

$$\text{Divisor PLL} = 32 \quad (\text{A.3})$$

Luego, $f_{XTAL-LOW} = \frac{f_{ri} - f_{if}}{32} = 28.259 \text{ MHz}$ (Frecuencia Cristal) (A.4)

$f_{lo} = f_{ri} - f_{if} = 904.3 \text{ MHz}$ (Frecuencia Oscilador Local) (A.5)

$f_{im} = f_{ri} - 2(f_{if}) = 893.6 \text{ MHz}$ (Frecuencia Imagen) (A.6)

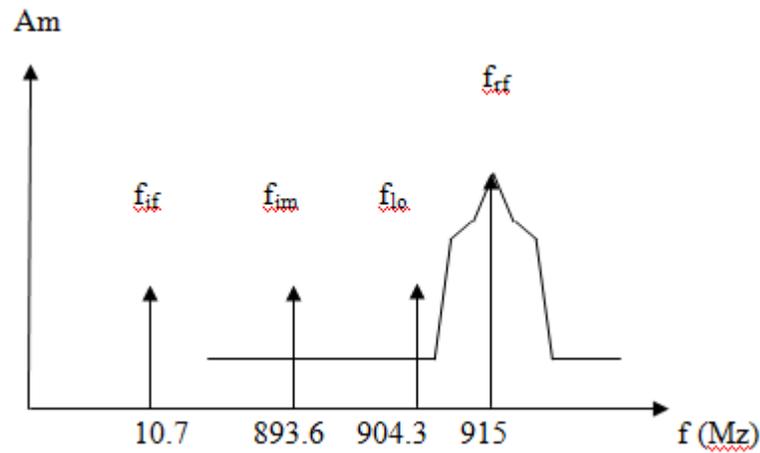


Ilustración 2. Espectro en frecuencia de receptor y Filtro SAW

Entrada Low Noise Amplifier (LNA) y Antena

La selección de la antena de recepción se hace dependiendo de la longitud de onda de la señal de transmisión. Esta longitud está dada en la siguiente ecuación:

$$\lambda = \frac{c}{f_{rf}} = \frac{3 \times 10^8 \text{ m/s}}{915 \text{ MHz}} = 0.327 \text{ m} \quad (\text{A.7})$$

Donde la longitud del cable de la antena debe ser un cuarto de la longitud de onda, luego

$$l_a = 0.25\lambda = 0.25(0.327 \text{ m}) = 81.96 \text{ mm} \cong 8.2 \text{ cm} \quad (\text{A.8})$$

ANEXO 2. TABLAS INFORMATIVAS DE CONSUMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE

- **PIC18LF2221**

Device	Typ	Max	Units	Conditions	
Power-Down Current (I_{PD})⁽¹⁾					
PIC18LF2X21/4X21	0.5	0.7	μA	-40°C	V _{DD} = 2.0V (Sleep mode)
	0.5	0.7	μA	+25°C	
	0.5	1.7	μA	+85°C	
PIC18LF2X21/4X21	0.6	0.9	μA	-40°C	V _{DD} = 3.0V (Sleep mode)
	0.6	0.9	μA	+25°C	
	0.6	1.9	μA	+85°C	
All Devices	0.9	2.0	μA	-40°C	V _{DD} = 5.0V (Sleep mode)
	0.9	2.0	μA	+25°C	
	0.9	6.5	μA	+85°C	
Extended Devices Only	7.5	70	μA	+125°C	

Device	Typ	Max	Units	Conditions	
Supply Current (I_{DD})⁽²⁾					
PIC18LF2X21/4X21	310	440	μA	-40°C	V _{DD} = 2.0V
	330	440	μA	+25°C	
	340	440	μA	+85°C	
PIC18LF2X21/4X21	480	750	μA	-40°C	V _{DD} = 3.0V
	500	750	μA	+25°C	
	520	750	μA	+85°C	
All Devices	0.91	1.3	mA	-40°C	V _{DD} = 5.0V
	0.93	1.3	mA	+25°C	
	0.96	1.3	mA	+85°C	
Extended Devices Only	0.98	1.3	mA	+125°C	

Device	Typ	Max	Units	Conditions	
A/D Converter	1.0	2.0	μA	-40°C to +85°C	V _{DD} = 2.0V
	1.0	2.0	μA	-40°C to +85°C	V _{DD} = 3.0V
	1.0	2.0	μA	-40°C to +85°C	V _{DD} = 5.0V
	2.0	8.0	μA	-40°C to +125°C	
A/D on, Not Converting					

- **ADXL325**

POWER SUPPLY					
Operating Voltage Range				1.8	3.6
Supply Current		V _S = 3V		350	V
Turn-On Time ⁷		No external filter		1	ms

- XBEE

Power Requirements		
Supply Voltage	2.8 – 3.4 V	2.8 – 3.4 V
Transmit Current (typical)	45mA (@ 3.3 V)	If PL=0 (10dBm): 137mA(@3.3V), 139mA(@3.0V) PL=1 (12dBm): 155mA (@3.3V), 153mA(@3.0V) PL=2 (14dBm): 170mA (@3.3V), 171mA(@3.0V) PL=3 (16dBm): 188mA (@3.3V), 195mA(@3.0V) PL=4 (18dBm): 215mA (@3.3V), 227mA(@3.0V)
Idle / Receive Current (typical)	50mA (@ 3.3 V)	55mA (@ 3.3 V)
Power-down Current	< 10 μ A	< 10 μ A

Sleep Mode

Sleep Mode Setting	Transition into Sleep Mode	Transition out of Sleep Mode (wake)	Characteristics	Related Commands	Power Consumption
Pin Hibernate (SM = 1)	Assert (high) Sleep_RQ (pin 9)	De-assert (low) Sleep_RQ	Pin/Host-controlled / NonBeacon systems only / Lowest Power	(SM)	< 10 μ A (@3.0 VCC)
Pin Doze (SM = 2)	Assert (high) Sleep_RQ (pin 9)	De-assert (low) Sleep_RQ	Pin/Host-controlled / NonBeacon systems only / Fastest wake-up	(SM)	< 50 μ A
Cyclic Sleep (SM = 4 - 5)	Automatic transition to Sleep Mode as defined by the SM (Sleep Mode) and ST (Time before Sleep) parameters.	Transition occurs after the cyclic sleep time interval elapses. The time interval is defined by the SP (Cyclic Sleep Period) parameter.	RF module wakes in pre-determined time intervals to detect if RF data is present / When SM = 5, NonBeacon systems only	(SM), SP, ST	< 50 μ A when sleeping

Vcc (V)	XBee			XBee-PRO		
	SM=1	SM=2	SM=4,5	SM=1	SM=2	SM=4,5
2.8-3.0	<3 μ A	<35 μ A	<34 μ A	<4 μ A	<34 μ A	<34 μ A
3.1	8 μ A	37mA	36 μ A	12 μ A	39 μ A	37 μ A
3.2	32 μ A	48 μ A	49 μ A	45 μ A	60 μ A	55 μ A
3.3	101 μ A	83 μ A	100 μ A	130 μ A	115 μ A	120 μ A
3.4	255 μ A	170 μ A	240 μ A	310 μ A	260 μ A	290 μ A

ANEXO 3. TABLAS DE UMBRALES DE ACELERACIÓN Y CONSTANTES DE TIEMPO

La muestra los umbrales de aceleración y los tiempos que registran 5 artículos bibliográficos durante dos grupos de actividades:

1. Actividades diarias (caminar, sentarse, acostarse y recoger un objeto)
2. Caídas (hacia un lado, hacia delante y hacia atrás)

Los diferentes umbrales de aceleración están dados en gravedades y son:

UMBRAL_C: Aceleración durante la caída libre sobre el Eje Vertical.

UMBRAL_I: Aceleración durante el impacto sobre la suma de los tres ejes.

RANGO_R: Aceleración durante el reposo sobre la suma de los tres ejes.

Los diferentes tiempos están dados en segundos y son:

TIEMPO_CI: Tiempo que transcurre entre la caída libre y el impacto.

TIEMPO_IR: Tiempo que transcurre entre el impacto y el reposo.

TIEMPO_R: Tiempo que transcurre durante el reposo.

La *Ilustración 3* muestra los umbrales de aceleración medidas durante las pruebas con el sistema VATS. En la *Ilustración 4* se muestran los valores máximo y mínimos tomados de la bibliografía.

Ilustración 3. Umbrales de aceleración medidos.

Pruebas		Aceleración Medida (g)													
		Cristian		David		Diana		Leonardo		Camilo		Shirley		Ximena	
		Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Caminar	UMBRAL_C	0,27		0,5		0,33		0,28		0,57		0,28		0,52	
	UMBRAL_I		2,66		2,49		2,6		2,48		2,61		2,7	2,85	
	UMBRAL_R													0,7	
Sentarse/Levantarse de una silla	UMBRAL_C	0,58		0,49		0,49		0,63		0,67		0,46		2,51	
	UMBRAL_I		2,45		2,72		1,9		2,2		2,44		2,95		
	UMBRAL_R														
Acostarse/Levantarse de la cama	UMBRAL_C														
	UMBRAL_I		2,42		2,61		2,57		3,11		2,48		2,54	2,98	
	UMBRAL_R	-0,12	0,47	-0,15	0,4	0,3	0,78	0,04	0,53	-0,02	0,55	0,1	0,8	0,9	
Recoger un objeto del suelo	UMBRAL_C	0,56		0,57		0,33		0,44		0,45		0,36		0,59	
	UMBRAL_I		1,76		2,29		2,18		2,19		2,33		3,19	2,71	
	UMBRAL_R														

Ilustración 4. Umbrales de aceleración y tiempos según artículos bibliográficos.

Pruebas			Aceleración esperada (G)											
			Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer		Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm		Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection		SPEEDY: A fall detector in a wrist watch		Wearable Sensors for Reliable Fall Detection			
			Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo		
Actividades Diarias	Caminar	UMBRAL_C				0,61								
		UMBRAL_I				1,99		1	3			1,6	2,2	
		UMBRAL_R												
	Sentarse/Levantarse de una silla	UMBRAL_C		0,5								0,1	0,8	
		UMBRAL_I		4		3,16		1	3				2,5	
		UMBRAL_R											1,2	
	Acostarse/Levantarse de la cama	UMBRAL_C												
		UMBRAL_I				2,38		1	3					
		UMBRAL_R												
	Recoger un objeto del suelo	UMBRAL_C												
		UMBRAL_I						1	3					
		UMBRAL_R												
Caídas	Caída hacia el lado	UMBRAL_C	0,75							0,46		0,5		
		TIEMR_CI		0,2								0,25	0,25	
		UMBRAL_I	2		3,52	12	2	6,5		5		12,7		
		TIMER_IR		3,5										
		UMBRAL_R	0,1875	0,3										
		TIMER_R		2										
	Caída hacia delante	UMBRAL_C	0,75							0,46				
		TIEMR_CI		0,2										
		UMBRAL_I	2		3,52	12	2	6,5		5				
		TIMER_IR		3,5										
		UMBRAL_R	0,1875	0,3										
		TIMER_R		2										
	Caída hacia atrás	UMBRAL_C	0,75							0,46		0,5		
		TIEMR_CI		0,2								0,25	0,25	
		UMBRAL_I	2		3,52	12	2	6,5		5		6,9		
		TIMER_IR		3,5								0,5		
		UMBRAL_R	0,1875	0,3										
		TIMER_R		2										

